

LaurTec

Teoria e progetto di un elettrocardiografo

Autore : *Mauro Laurenti*

email: info.laurtec@gmail.com

ID: AN2002-IT

INFORMATIVA

Come prescritto dall'art. 1, comma 1, della legge 21 maggio 2004 n.128, l'autore avvisa di aver assolto, per la seguente opera dell'ingegno, a tutti gli obblighi della legge 22 Aprile del 1941 n. 633, sulla tutela del diritto d'autore.

Tutti i diritti di questa opera sono riservati. Ogni riproduzione ed ogni altra forma di diffusione al pubblico dell'opera, o parte di essa, senza un'autorizzazione scritta dell'autore, rappresenta una violazione della legge che tutela il diritto d'autore, in particolare non ne è consentito un utilizzo per trarne profitto.

La mancata osservanza della legge 22 Aprile del 1941 n. 633 è perseguibile con la reclusione o sanzione pecuniaria, come descritto al Titolo III, Capo III, Sezione II.

A norma dell'art. 70 è comunque consentito, per scopi di critica o discussione, il riassunto e la citazione, accompagnati dalla menzione del titolo dell'opera e dal nome dell'autore.

AVVERTENZE

I progetti presentati non hanno la certificazione CE, quindi non possono essere utilizzati per scopi commerciali nella Comunità Economica Europea.

Chiunque decida di far uso delle nozioni riportate nella seguente opera o decida di realizzare i circuiti proposti, è tenuto pertanto a prestare la massima attenzione in osservanza alle normative in vigore sulla sicurezza.

L'autore declina ogni responsabilità per eventuali danni causati a persone, animali o cose derivante dall'utilizzo diretto o indiretto del materiale, dei dispositivi o del software presentati nella seguente opera.

Si fa inoltre presente che quanto riportato viene fornito così com'è, a solo scopo didattico e formativo, senza garanzia alcuna della sua correttezza.

L'autore ringrazia anticipatamente per la segnalazione di ogni errore.

Tutti i marchi citati in quest'opera sono dei rispettivi proprietari.

Introduzione

La storia umana è un argomento che ci dovrebbe appartenere poiché il nostro presente è legato al nostro stesso passato. La conoscenza del corpo umano ci dovrebbe appartenere poiché siamo noi. Il seguente Tutorial ha lo scopo di mettere in evidenza come l'elettronica non sia altro che un'altra espressione della Fisica dalla quale siamo descritti e che il confine tra elettronica e altre scienze è solo legato a nostre interpretazioni.

Cenni storici

L'ECG (elettrocardiogramma) è una rappresentazione grafica dell'attività elettrica della superficie del corpo, generata dall'attività cardiaca. Questa metodologia di analisi nacque nel 1902, anno in cui William Einthoven registrò per la prima volta la corrente elettrica generata da un cuore umano; ciò venne fatto mediante un galvanometro a corda. Nonostante le prime rudimentali misure, ci si rese subito conto dell'importanza ricoperta dall'andamento dei potenziali elettrici sulla superficie del corpo per analisi diagnostiche.

Gli studi di Einthoven vennero approfonditi anche dagli studiosi E. Goldberger e Frank Norman Wilson che introdussero oltre alle derivazioni¹ I, II, III (derivazioni di Einthoven) anche le derivazioni così dette ampliate e le derivazioni unipolari precordiali².

Attualmente gli elettrocardiografi di tipo diagnostico permettono di analizzare 12 derivazioni relative a punti opportuni del corpo.

L'ECG viene normalmente utilizzato per la diagnosi di varie patologie quali l'ingrandimento delle camere cardiache, delle anomalie di conduzione relative ai blocchi cardiaci, delle aritmie, dell'infarto del miocardio, degli effetti farmacologici, delle alterazioni elettrolitiche ed altro ancora.

In particolare grazie all'evoluzioni tecnologiche sono presenti dispositivi portatili quali l'Holter, che permette un monitoraggio continuo dell'attività cardiaca per tempi tipici di 24, 48 ore ed anche dispositivi quali il defibrillatore semiautomatico che permette di effettuare "autonomamente" una diagnosi sull'attività cardiaca avvisando l'operatore se è il caso di defibrillare, in ultimo si ricordano anche il pace maker, sinonimo delle ultime innovazioni, dal momento che racchiude la miniaturizzazione, la capacità di diagnosi (associata non solo all'attività elettrica del cuore) e la capacità di mantenere il corretto ritmo cardiaco nonché defibrillare se necessario.

Il funzionamento del cuore

Il cuore è una struttura muscolare in parte cava che ha il compito di permettere il circolo del sangue. È racchiuso da una membrana detta pericardio che nasconde l'aspetto di doppia pompa. Il muscolo del cuore (miocardio) ha caratteristiche simili alle fibre che compongono il tessuto muscolare liscio ma al tempo stesso ha anche alcune caratteristiche del tessuto muscolare striato. Il cuore possiede quattro cavità connesse tra loro, in particolare l'atrio destro è collegato al ventricolo destro mentre l'atrio sinistro è connesso al ventricolo sinistro. Le prime due cavità sono messe in comunicazione per mezzo della valvola tricuspide (il nome deriva dalla sua particolare forma) mentre le altre sono connesse per mezzo della valvola bicuspidale.

Le pareti interne del cuore sono avvolte dall'endocardio, composto da un unico strato di cellule piatte, mentre le pareti esterne del miocardio sono avvolte dall'epicardio anch'esso composto da un unico strato di cellule piatte. Quest'ultimo tessuto si fonde con il pericardio, uno spesso tessuto connettivo che si connette in alcuni punti con il rivestimento interno della cavità toracica e del diaframma. Tra il pericardio e il miocardio è presente del siero che permette al cuore di lavorare con forze di attrito limitate.

Quando il sangue arriva al cuore dagli organi del corpo, fluisce nell'atrio destro attraverso la vena

¹ Per derivazioni si intendono opportune "combinazioni" dei potenziali prelevati da diversi punti del corpo, generati dall'attività cardiaca.

² Per i dettagli si veda il paragrafo relativo al posizionamento degli elettrodi.

cava superiore e inferiore. Per mezzo di una contrazione (calcio atriale) il sangue raggiunge il ventricolo destro. Da qui, per mezzo di un'ulteriore contrazione, il sangue viene pompato nell'arteria polmonare che provvede all'irrorazione del tessuto polmonare e permette al sangue giunto negli alveoli di riossigenarsi. Il sangue che esce dal tessuto polmonare, è condotto attraverso le due vene polmonari nell'atrio sinistro³; in questo punto termina ciò che viene chiamata la piccola circolazione. Per mezzo della contrazione nominata calcio atriale, il sangue viene poi pompato nel ventricolo sinistro che a sua volta lo pompa nell'aorta.

Da qui il sangue viene distribuito ai diversi organi, per mezzo dei capillari ogni parte del corpo è irrorata dal sangue. I capillari si ricongiungono in vasi sempre più grandi fino a congiungersi con le vene che riporteranno il sangue nell'atrio destro; in questo punto termina quella che viene chiamata la grande circolazione. Si capisce dunque che le due pompe interne al cuore lavorano in serie, dallo studio dell'attività elettrica che caratterizza il suo funzionamento si capirà con maggior chiarezza il modo con cui vengono scandite le varie contrazioni.

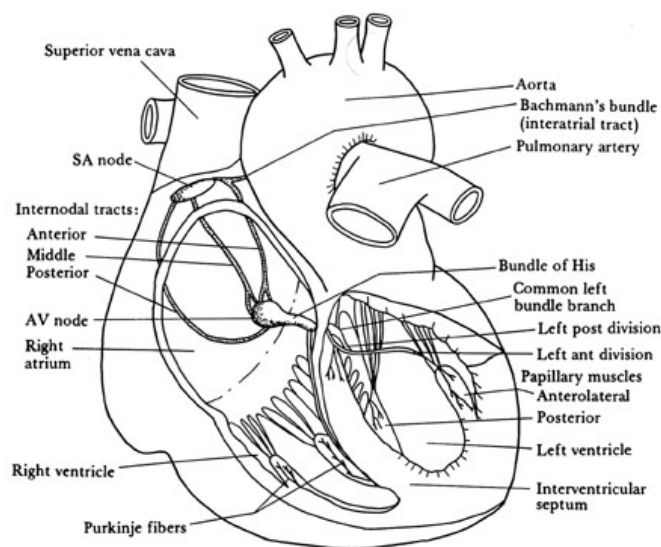


Figura 1

L'attività elettrica del cuore

Ogni cellula muscolare, tra cui quelle cardiache, viene stimolata a contrarsi attraverso il processo fisico di natura elettrica denominato potenziale d'azione. Questo può essere suddiviso in cinque fasi da 0 a 4. L'ECG misura proprio la somma dei potenziali d'azione che danno origine alla contrazione meccanica degli atri (calcio atriale) e dei ventricoli. In condizioni di riposo ogni cellula muscolare risulta caricata ovvero polarizzata a -90mV , cioè è presente una d.d.p. tra il mondo extracellulare e quello intracellulare. In particolare l'interno della cellula risulta caricato negativamente rispetto all'ambiente esterno. Nell'ambiente extracellulare predominano i cationi di sodio Na^+ e quelli di calcio Ca^{++} mentre all'interno della cellula predomina il catione di potassio K^+ .

La d.d.p. che è possibile misurare tra le pareti della membrana viene a dipendere proprio dalla concentrazione degli ioni presenti nei due ambienti. L'equazione del modello utilizzata nel caso stazionario, ovvero in assenza di correnti elettriche tra la membrana, è l'equazione di Nerst :

³ Vena cava superiore e vena cava inferiore.

$$V = \frac{RT}{ZF} \ln \frac{[]_o}{[]_i}$$

Dove:

R : costante di Boltzman

T : temperatura assoluta (K)

Z : numero di valenza

F : costante di Faraday

Nel modello utilizzato per descrivere la membrana di una cellula le ammettenze dei generatori sono funzioni del potenziale di membrana. Nel caso in cui circolino correnti il modello di cui si fa uso è quello di Goldman:

$$I = \frac{F^2 PV}{RT} \frac{[]_o e^{-\frac{FV}{RT}} - []_i}{e^{-\frac{FV}{RT}} - 1}$$

Dove:

R, T, Z, F : come per l'equazione di Nerst

V : differenza di potenziale tra ambiente intracellulare e extracellulare

P : coefficiente di permeabilità della membrana per lo ione considerato

La fase 4 rappresenta la situazione di riposo, durante la quale il potassio fluisce lentamente verso l'esterno. Gli ioni Na^+ e Ca^{++} non migrano all'interno della membrana cellulare che risulta dunque selettiva rispetto a questi ioni.

Quando una cellula muscolare viene opportunamente stimolata da un impulso elettrico, l'interno della cellula tende a divenire positivo rispetto all'ambiente esterno, ha inizio così la fase 0 (Figura 2). Questa variazione di d.d.p. sulla membrana cellulare discende dall'apertura dei canali rapidi che permettono agli ioni Na^+ di entrare rapidamente all'interno della cellula⁴. Contemporaneamente a tale apertura vengono attivati anche i canali lenti che permettono invece agli ioni Ca^{++} di entrare, più lentamente del sodio, all'interno della cellula. La fase 0 viene detta di depolarizzazione, tale processo viene registrato dall'elettrocardiografo.

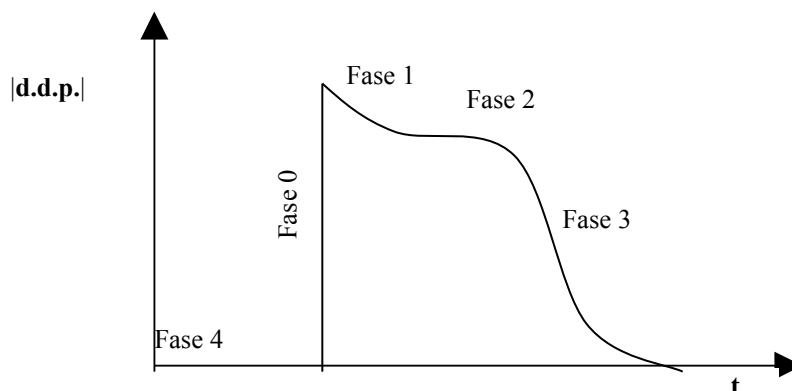


Figura 2

Dopo la fase di depolarizzazione, le cellule muscolari, tornano al loro precedente stato di riposo mediante il processo fisico, sempre di natura elettrico, denominato di ripolarizzazione.

Tale fenomeno è composto dalle fasi 1,2,3 del potenziale d'azione e tende a ripristinare la d.d.p. sulla membrana cellulare che caratterizza la fase 4.

⁴ Questo processo avviene contro l'equilibrio naturale imposto dalla concentrazione dei vari ioni, necessita quindi di utilizzo di energia. Questa viene fornita dall'ATP (adenosintrifosfato) con il distacco di uno ione fosfato, ottenendo così l'ADP (adenosindifosfato).

Nella fase 1 i canali rapidi del sodio si chiudono, mentre i canali lenti del calcio rimangono aperti. Questo determina una diminuzione di carica positiva all'interno della cellula, dal momento che il potassio continua ad uscire.

Nella fase 2, nominata di Plateau, si nota un appiattimento della curva dovuta al raggiungimento di un equilibrio tra gli ioni di calcio che continuano ad entrare e quelli di potassio che escono.

Nella fase 3 si chiudono anche i canali lenti del calcio, mentre il potassio continua ad uscire verso l'esterno. Una volta terminato il processo di ripolarizzazione la cellula è nuovamente pronta per essere attivata.

Come detto il processo descritto del potenziale d'azione avviene quando la cellula muscolare viene opportunamente eccitata, si capisce quindi che all'interno del nostro corpo sono presenti anche cellule, che diversamente da quelle muscolari, non necessitano di uno stimolo elettrico per far avvenire il processo di depolarizzazione. Queste cellule prendono il nome di segnapassi (o cellule automatiche) e nel cuore sono prevalentemente localizzate nel nodo senoatriale (SA). Tali cellule hanno il compito di promuovere l'impulso elettrico che permetterà la depolarizzazione delle cellule muscolari.

I processi di depolarizzazione e ripolarizzazione, in queste cellule, risultano differenti da quanto spiegato precedentemente; infatti nella fase di riposo (fase 4) oltre al potassio che fluisce verso l'esterno c'è un flusso di ioni sodio che entrano nell'ambiente intracellulare (fenomeno non presente nelle cellule muscolari). Raggiunta una concentrazione limite degli ioni sodio, all'interno della cellula, avviene un innesco spontaneo della fase 0 del potenziale d'azione⁵. In tale fase vengono aperti solo i canali lenti⁶ del calcio (non sono più presenti quelli del sodio). Le fasi di ripolarizzazione seguono invece lo stesso ragionamento spiegato per le cellule muscolari.

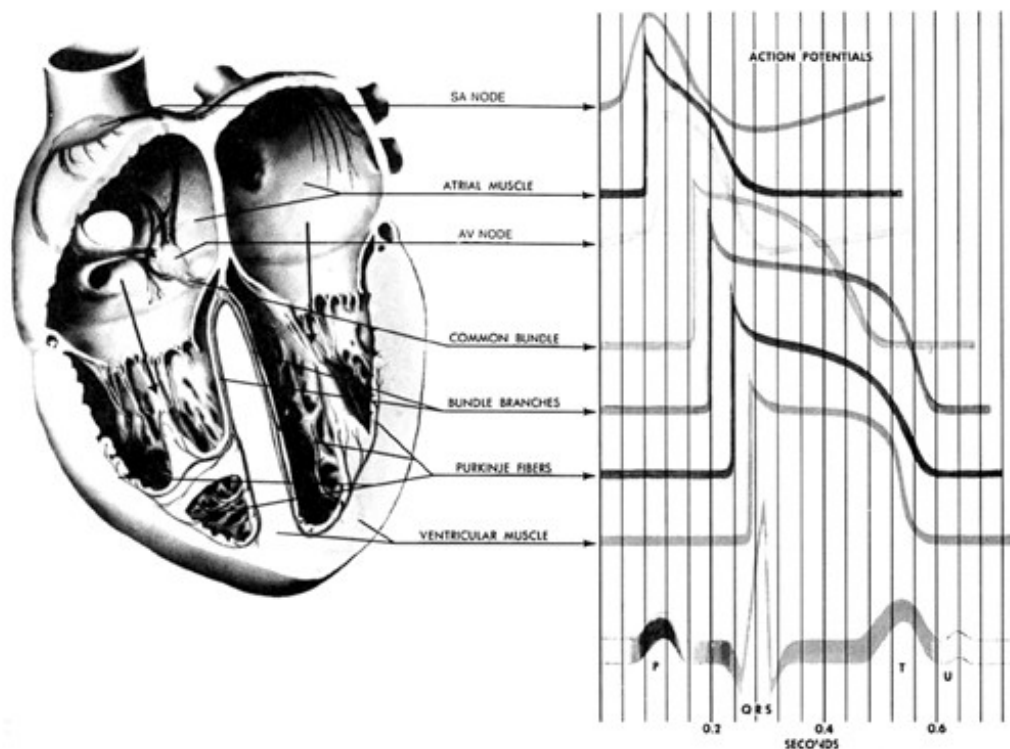


Figura 3

Come spiegato precedentemente la funzione di pompa del cuore avviene per la contrazione degli atri e dei ventricoli dovute alla meccanica delle cellule muscolari che compongono il miocardio. La

⁵ Dall'assenza dei canali rapidi (pompa sodio potassio) discende la forma più arrotondata dell'andamento del potenziale d'azione per le cellule segnapassi, come visibile dagli andamenti delle forme d'onda riferite al nodo SA (senoatriale).

⁶ Le cellule segnapassi vengono chiamate anche cellule lente poiché la loro depolarizzazione è associata all'ingresso del calcio attraverso i canali lenti. Per ragioni analoghe le cellule muscolari vengono invece chiamate cellule rapide poiché la loro depolarizzazione è dovuta anche ai canali rapidi del sodio.

somma dei vari potenziali d'azione che permettono al cuore di lavorare viene registrato dall'elettrocardiografo. La forma della funzione risultante ha il tipico andamento riportato in basso alla Figura 3.

Capite le fasi del potenziale di azione relativo sia alle cellule muscolari che alle cellule segnapassi, vediamo il loro ruolo nel cuore. Come detto il cuore svolge il compito di doppia pompa, la forza meccanica deriva dalla contrazione delle cellule muscolari eccitate dallo stimolo elettrico generato dalle cellule segnapassi. Normalmente gli impulsi elettrici hanno origine dal nodo senoatriale. Il nodo SA, come visibile in Figura 1, è posto nella parte superiore dell'atrio destro (si deve guardare frontalmente il cuore del paziente). Gli impulsi elettrici, generati spontaneamente dal nodo SA, permettono la depolarizzazione delle cellule muscolari atriali. I due atri si contraggono, a partire dall'atrio destro a quello sinistro, in un tempo molto breve legato ai tempi di propagazione lungo il canale di conduzione interatriale (fascio di Bachmann), dando origine al così detto calcio atriale.

L'impulso elettrico generatosi oltre a raggiungere l'atrio sinistro viaggia attraverso le tre linee di conduzione rappresentate dalle vie internodali anteriore, media e posteriore per giungere al nodo atrioventricolare (AV).

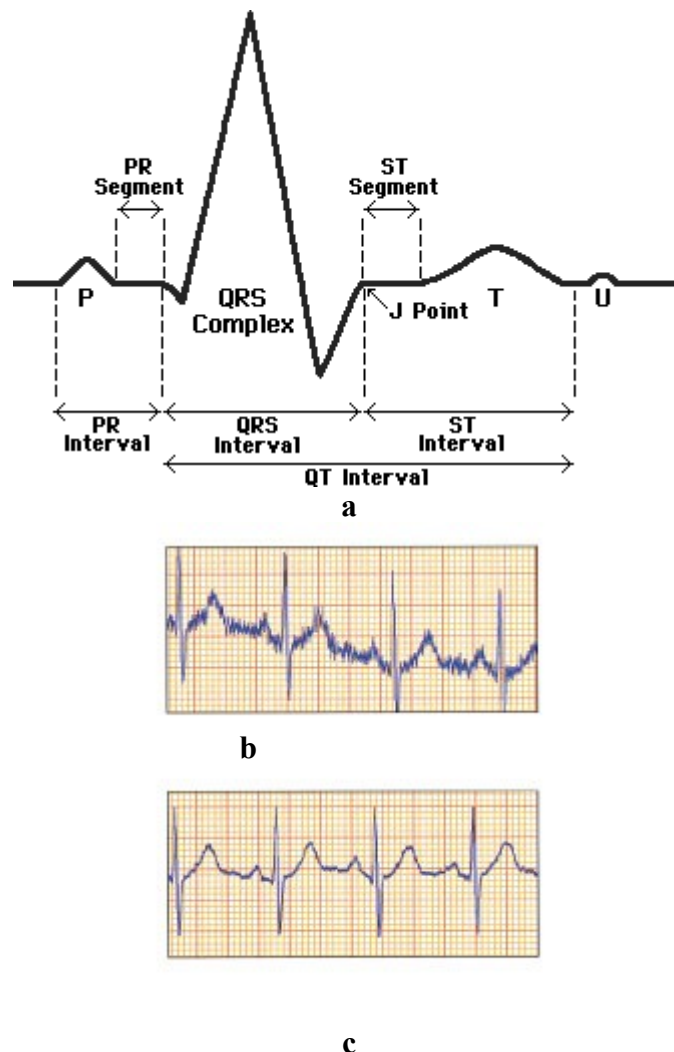


Figura 4

La depolarizzazione delle cellule muscolari atriali viene rilevata nell'ECG dall'onda P (si veda Figura 4⁷ a).

Gli impulsi giunti nel nodo AV vengono rallentati da quest'ultimo in modo da permettere al sangue

⁷ In Figura 4c è riportato un tipico tracciato ECG (una sola derivazione) in Figura 4b è riportato un tracciato di paziente sotto sforzo (patologico).

di passare dagli atri ai ventricoli spinto dalla contrazione degli atri. L'intervallo di tempo che intercorre dall'inizio dell'onda P e l'inizio del complesso QRS è denominato PR⁸. In tale intervallo è compreso sia il tempo necessario per la depolarizzazione degli atri che il ritardo introdotto dal nodo AV. Dopo il nodo AV il segnale viene convogliato nel fascio di His che dopo poco si divide nella branca destra e sinistra del fascio di His; le due branche conducono l'impulso ai rispettivi ventricoli destro e sinistro. In particolare la branca destra si divide ulteriormente in due e le ramificazioni terminano con una rete di conduzione denominata fibre di Purkinje che conducono effettivamente l'impulso alle cellule muscolari. Anche la branca destra si divide nei due fascicoli anteriori e posteriori e termina con il sistema di conduzione delle fibre di Purkinje.

Come detto la depolarizzazione degli atri è rilevata dall'elettrocardiografo come l'onda P, l'onda di ripolarizzazione degli atri viene rilevata dall'elettrocardiografo però data la sua scarsa ampiezza e dal momento che avviene in contemporanea al complesso QRS viene da esso mascherata. L'onda P è normalmente positiva nelle derivazioni I,II,III, aVF e V₄-V₆, mentre può risultare bifasica (con parte sia positiva che negativa) nelle derivazioni III,aVL e V₄-V₆. L'onda P risulta avere una forma arrotondata ed una ampiezza di 3mm mentre la sua durata è minore di 0,11s.

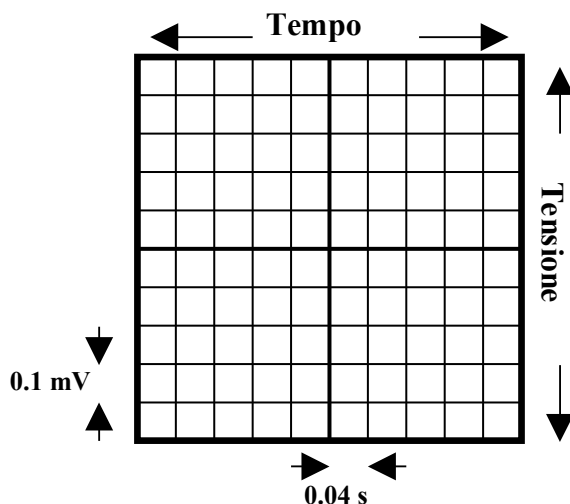


Figura 5

Si fa notare che per quantificare l'ampiezza dell'onda P si è usato il mm, a questa in realtà va comunque associata una tensione dal momento che, come visibile in Figura 5 dallo standard di rappresentazione grafica dei tracciati ECG sull'asse delle ordinate è presente la tensione con la scala di 1mV/10mm ovvero 0,1mV/mm quindi l'onda P ha un'ampiezza di circa 0,3 mV.

Da qui si capisce che le tensioni in gioco sono molto basse, ragione per cui è importante poter isolare il segnale elettrico proveniente dal cuore dall'attività elettrica degli altri muscoli (in questo caso gli artefatti muscolari rappresentano del rumore). Per effettuare l'ECG al feto, a causa della forte attenuazione del liquido amniotico, viene frequentemente usato l'elettroencefalografo⁹ poiché possiede una sensibilità migliore e dà la possibilità di eliminare gli effetti derivanti dall'attività elettrica del cuore della madre, tramite processi di correlazione. Questa possibilità discende dal fatto che nel caso del feto come nell'attività elettrica del cervello le tensioni in gioco sono molto inferiori a quelle

⁸ L'intervallo PR può avere una durata che varia dai 0,12s ai 0,20s negli adulti. Nei neonati può risultare inferiore di 0,12s come anche nei pazienti che possiedono vie di conduzioni accessorie che oltrepassano la giunzione atrioventricolare. L'intervallo può risultare più prolungato a causa di rallentamenti di conduzione derivanti dal nodo AV (causato da possibili farmaci o infarto del miocardio prevalentemente inferiore)

⁹ Per alcune diagnosi veloci interessa sapere solo la frequenza cardiaca del feto; per tale misure viene utilizzato uno strumento che per mezzo di un microfono posto sul ventre della madre permette di ascoltare il cuore del feto. Il valore della frequenza cardiaca, che nei neonati è maggiore che negli adulti (circa 150 bpm) viene visualizzata anche su display.

relative all'attività cardiaca (oltre 1/10).

Il complesso QRS¹⁰ rappresenta la registrazione del campo elettrico legato alla depolarizzazione dei ventricoli. Come detto in questo complesso è presente anche l'effetto di ripolarizzazione degli atri. Il fatto che la ripolarizzazione degli atri sia mascherata dalla contrazione dei ventricoli è legata al fatto che il numero di cellule muscolari che intervengono nella contrazione dei ventricoli è molto maggiore di quella che interessa gli atri, inoltre come visibile dalla Figura 3 la sezione muscolare del ventricolo sinistro è più grande di quella destra dal momento che dal ventricolo sinistro inizia la grande circolazione e la pressione del sangue nella fase sistolica¹¹ è normalmente 120 mm di Hg mentre quella nel ventricolo destro è di soli 30 mm di Hg.

Il complesso QRS presenta una predominanza positiva nelle derivazioni che si trovano alla destra del cuore ovvero sulle derivazioni I, aVL, V₅, V₆ e a quelle che guardano la parte inferiore del cuore (II, III, aVF). Il complesso QRS risulta invece negativo nelle derivazioni che si trovano alla sinistra del cuore (aVR, V₁, V₂) nelle derivazioni V₃ e V₄ tale complesso risulta essere bifasico (alcune volte tale caratteristica è riscontrabile anche sulla terminazione III). Il normale complesso QRS ha una durata minore di 0,10s ed un'ampiezza inferiore a 25mm (2,5mV).

Dopo il complesso QRS vi è il segmento ST che rappresenta l'intervallo di tempo che intercorre dalla fine del complesso QRS e l'inizio dell'onda T. Per quanto il segmento ST non rappresenti una vera onda costituisce l'inizio della ripolarizzazione dei ventricoli. La posizione di tale segmento possono essere alterate a causa di episodi ischemici o anomalie elettrolitiche o ancora da effetti farmacologici che possono essere causa delle anomalie elettrolitiche. Normalmente il segmento ST è isoelettrico rispetto al segmento PR.

Un possibile dislivello con il segmento PR può essere una normale variante. Dislocamenti eccessivi possono essere indice di ischemia, sovraccarico, effetti farmacologici, infarto.

L'onda T¹² rappresenta la fine della ripolarizzazione dei ventricoli questa onda segue sempre il complesso QRS (si fa notare che il complesso QRS, in condizioni patologiche, non segue sempre l'onda P). L'onda T è seguita dall'onda U che probabilmente rappresenta la ripolarizzazione dei muscoli papillari ventricolari, può essere osservata sulle derivazioni toraciche.

L'onda T ha normalmente la stessa orientazione del complesso QRS e risulta lievemente asimmetrica.

Alla luce di queste nuove conoscenze si è appreso che tutto quanto ha origine al livello del nodo senoatriale che rappresenta appunto il segnapassi dominante. Come detto in precedenza le cellule segnapassi non sono presenti solo nel nodo SA, infatti nel cuore sono presenti altri punti potenziali dai quali può avere origine la promozione della contrazione cardiaca a seguito di un impulso elettrico. Tali siti risultano essere normalmente quiescenti e sono ubicati negli atri nel nodo AV e nei ventricoli, la loro caratteristica comune è quella di avere la capacità di generare impulsi elettrici ad una frequenza inferiore a quella del nodo SA.

La frequenza degli impulsi che danno origine alla depolarizzazione degli atri e successivamente dei ventricoli, che caratterizza il nodo SA è compreso tra i 60 e 100 battiti per minuto (bpm). Se per qualche ragione il nodo SA non dovesse generare un impulso elettrico, prende il sopravvento un segnapassi di scappamento posto al disotto del nodo SA quale per esempio la giunzione AV o i segnapassi dei ventricoli. La frequenza cardiaca indotta dalla giunzione AV (qualora dovesse divenire il segnapassi dominante) è compresa tra 40 e 60 bpm, si ha in questo caso un ritmo di scappamento

¹⁰ La durata del complesso QRS rappresenta il tempo necessario per la depolarizzazione di entrambi i ventricoli e si aggira ad un tempo inferiore di 0,10s. Nelle derivazioni toraciche può risultare lievemente più grande delle derivazione degli arti poiché nel primo caso si riesce a registrare anche la depolarizzazione del setto. La durata può risultare maggiore di 0,10s a causa di ritardi di conduzione attraverso le branche o fascicoli di His o anche a causa di attivazione precoce dei ventricoli a causa di vie di conduzione accessorie.

¹¹ La fase in cui il cuore effettua le sue contrazioni è detta di sistole, mentre la fase che segue la depolarizzazione dei ventricoli è detta diastole, a questa seconda fase è associata la pressione minima (circa 70 mm di Hg).

¹² L'intervallo QT rappresenta il tempo necessario ai ventricoli per depolarizzarsi e ripolarizzarsi. La sua lunghezza può variare con l'età il sesso e dalla frequenza cardiaca ed ha una durata che varia da 0,35s-0,45s. Il prolungamento dell'asse QT può verificarsi a causa di gravi aritmie.

giunzionale. Tale patologia, che può essere una normale variante per il cuore di un atleta, e detta bradicardia; per frequenze superiori a 90 bpm si ha invece la tachicardia.

Nel caso in cui dovesse venire a mancare anche il ritmo di scappamento giunzionale o comunque gli impulsi elettrici provenienti dagli atri non fossero in grado di raggiungere i ventricoli, si attiverebbe il ritmo di scappamento ventricolare che possiede una frequenza tipica compresa tra 15 e 40 bpm.

Posizionamento degli elettrodi

L'attività elettrica del cuore è rilevabile sulla superficie del corpo per mezzo di elettrodi posizionati in punti opportuni. Einthoven per primo modellizzò il corpo umano come una cavità conduttrice all'interno della quale posizionò un dipolo elettrico con intensità del campo direzione e verso variabili nel tempo. Tale dipolo elettrico serve per modellizzare i campi elettrici derivanti dall'attività elettrica del cuore. Il potenziale elettrico sulla superficie del corpo può essere visualizzato con delle linee equipotenziali.

Per tale ragione al fine di misurare delle d.d.p. sul corpo, in modo da quantificare l'attività elettrica del cuore, è necessario posizionare gli elettrodi su punti non appartenenti ad una stessa linea equipotenziale (si veda Figura 6).

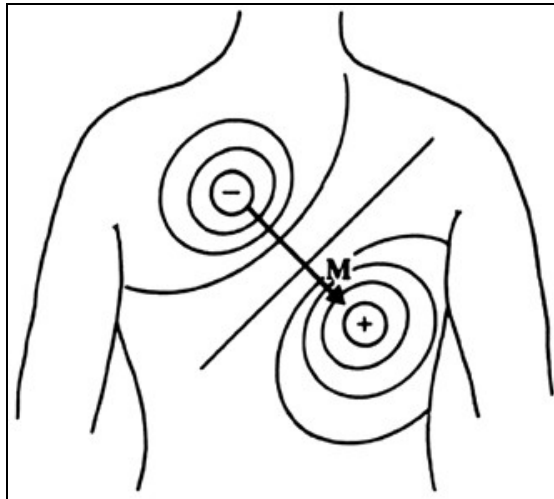


Figura 6

Oltre a posizionare gli elettrodi soddisfacendo quanto detto precedentemente è anche necessario posizionarli in maniera da rendere ripetibile la misura, infatti se una misura non è ripetibile non ha molto significato¹³; per quest'ultima ragione gli elettrodi vengono posizionati secondo degli standard. Einthoven propose la misura di tre derivazioni nominate I, II, III (o di Einthoven) posizionate ai vertici di un triangolo equilatero posto sul piano frontale del paziente. In particolare i vertici sono posti all'inizio del braccio destro (V_{RA} potenziale del braccio destro) all'inizio del braccio sinistro (V_{LA}) e all'inizio del femore sinistro (V_{LL})¹⁴. Gli elettrodi possono essere posizionati anche agli estremi dell'avambraccio dal momento che gli arti possono essere considerati dei circuiti elettrici aperti, per cui la d.d.p. tra l'inizio del braccio e il polso è nulla¹⁵ (ragionamenti analoghi valgono per le gambe).

¹³ Ai fini diagnostici è importante la ripetibilità poiché permette di fare analisi comparative a distanza di tempo e tra pazienti differenti.

¹⁴ Da tale posizionamento discende che in realtà non si avrà un vero triangolo equilatero. La gamba destra viene generalmente utilizzata per l'elettrodo del circuito RLD che verrà descritto successivamente.

¹⁵ Negli elettrocardiografi diagnostici viene adottata questa alternativa, da questo discende che durante la fase di monitoraggio, oltre a esortare il paziente a rimanere fermo, per limitare gli artefatti muscolari, bisogna accertarsi che con le mani non tocchi i fianchi effettuando una specie di cortocircuito il che altererebbe l'ampiezza delle derivazioni di Einthoven.

La scelta della gamba sinistra piuttosto della destra discende dal fatto che il cuore risulta spostato alla sinistra dello sterno, per cui la distanza con la gamba sinistra risulta essere inferiore a quella con la gamba destra, il segnale prelevato dal rispettivo elettrodo risulta quindi meno attenuato¹⁶. Al centro del triangolo di Einthoven è supposto che sia presente il dipolo elettrico H si veda Figura 7.

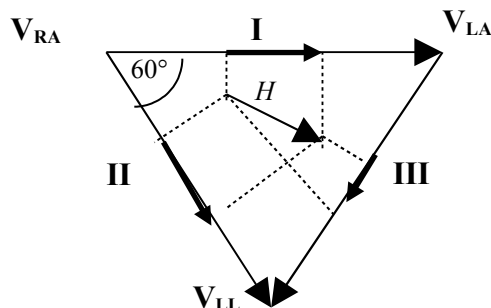


Figura 7

Come visibile dalla Figura 7 il vettore H viene scomposto lungo le direzioni individuate dai lati orientati del triangolo equilatero, tali proiezioni rappresentano le derivazioni I,II,III. Da considerazioni vettoriali si ricava che $I+III=II$; in un piano un vettore è possibile ottenerlo come combinazione lineare di due vettori linearmente indipendenti (ovvero non paralleli)¹⁷. Dalla figura osservando le frecce sui lati del triangolo si capisce che la convenzione dei potenziali scelta è tale per cui V_{RA} risulta negativo rispetto a V_{LA} e V_{LL} mentre V_{LA} risulta negativo rispetto a V_{LL} .

Le derivazioni I,II,III vengono dette bipolari poiché per la loro misura è necessario prelevare i potenziali direttamente dai vertici del triangolo ovvero dal paziente.

$$I = V_{LA} - V_{RA}$$

$$II = V_{LL} - V_{RA}$$

$$III = V_{LL} - V_{LA}$$

Oltre a queste derivazioni sono state introdotte, al fine di migliorare e aumentare le informazioni utili ai fini diagnostici, anche le derivazioni unipolari. Queste derivazioni rappresentano sempre una d.d.p. quindi sono comunque bipolari (non potrebbe essere altrimenti) però questa volta il potenziale di riferimento non è dato dal potenziale di un altro vertice del triangolo ma dalla media dei tre. Questo potenziale di riferimento denominato di Wilson (W) viene generato dallo strumento di misura mediando con lo stesso peso¹⁸ i potenziali delle derivazioni I,II,III (Figura 8).

¹⁶ Ai fini pratici non sono rilevabili grandi differenze tra i tracciati ottenuti invertendo l'elettrodo della gamba sinistra con l'elettrodo della gamba destra.

¹⁷ Da questo discende che è possibile misurare due sole derivazioni bipolari ed ottenere la terza per semplice combinazione lineare di quelle misurate, negli elettrocardiografi diagnostici è comunque presente la misura diretta delle tre derivazioni.

¹⁸ Da questo discende che le resistenze usate per mediare il valore delle tre derivazioni risultano uguali. Si fa osservare che W pur essendo un riferimento, per come viene ottenuto, non si mantiene costante nel tempo. Ai fini pratici si verifica che con tale riferimento si ottengono comunque buone informazioni.

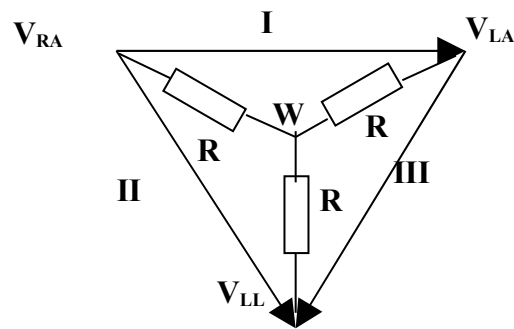


Figura 8

Anche gli elettrodi posizionati per misurare tale derivazioni devono essere posti in maniera opportuna per quanto spiegato precedentemente. Lo standard prevede che gli elettrodi vengano posizionati come in Figura 9

Derivazioni unipolari

Elettrodi degli arti

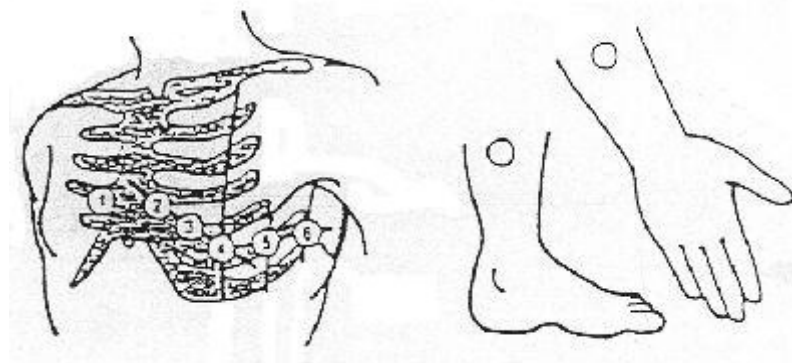


Figura 9

In parole tali elettrodi denominati V_n vengono così posizionati¹⁹ :

- V_1 = Quarto spazio intercostale, linea parasternale destra.
- V_2 = Quarto spazio intercostale, linea parasternale sinistra.
- V_3 = Quinto spazio intercostale, tra V_2 e V_4
- V_4 = Quinto spazio intercostale, linea emiclavare sinistra.
- V_5 = Quinto spazio intercostale, linea ascellare anteriore.
- V_6 = Quinto spazio intercostale, linea ascellare media.

Per la particolare ubicazione degli elettrodi le derivazione ottenute vengono dette precordiali. Oltre alle derivazioni precordiali sono state introdotte le così dette derivazioni aumentate ottenute misurando il potenziale presente tra un vertice del triangolo e W' , ottenuto eliminando uno dei resistori. Si capisce quindi che le derivazioni aumentate sono 3, il loro nome dipende dal vertice del triangolo utilizzato nella misura in particolare si ha aV_R , aV_L , aV_F dove "a" sta per aumentata. Tali derivazioni risultano aumentate (ampiezza maggiore), rispetto alle altre derivazioni unipolari, poiché durante la loro misura viene eliminato un resistore. Per mezzo di queste nuove derivazioni è possibile avere una nuova

¹⁹ La d.d.p. è ottenuta tra V_n e W

visione, sempre sul piano trasverso, del vettore H ruotata però di 30° in senso antiorario²⁰ rispetto alle derivazioni di Einthoven Figura 10.

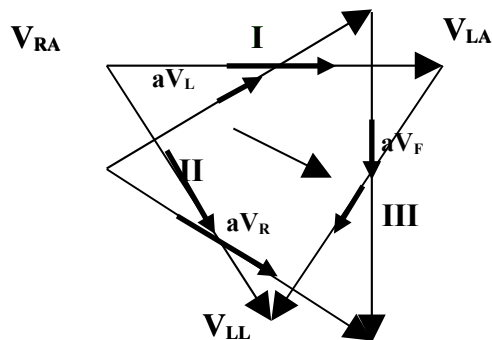


Figura 10

Le derivazioni aumentate per come vengono misurate possono essere messe in relazione diretta con le derivazioni I,II,III.

In Figura 11 è possibile notare, come detto in precedenza, che un resistore viene eliminato. Il sistema in esame può essere considerato un circuito elettrico a tutti gli effetti, dunque è possibile utilizzare i principi classici atti alla risoluzione di sistemi elettrici.

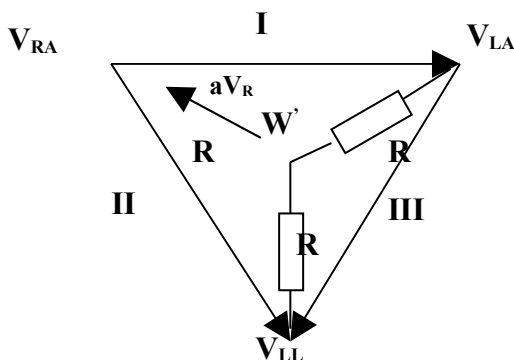


Figura 11

$$aV_R = V_{RA} - W' = - \left[(V_{LA} - V_{RA}) + \frac{1}{2}(V_{LL} - V_{LA}) \right]$$

considerando le derivazioni I, III si ottiene

$$aV_R = - \left[I + \frac{1}{2} III \right] = - \frac{1}{2} [2I + III] = - \frac{1}{2} [I + II]$$

nell'ultimo passaggio si è tenuto conto del fatto che $I+III=II$. Con ragionamenti analoghi si ottengono le altre derivazioni aumentate :

²⁰ Si confronti tale rotazione con la disposizione dei resistori di Figura 8. L'orientamento delle derivazioni aumentate è proprio quello dei resistori. In realtà i resistori sono interni all'elettrocardiografo quindi questa natura vettoriale e visioni delle derivazioni su piani ruotati sono solo convenzionali.

$$aV_R = -\frac{1}{2}[I + II]$$

$$aV_L = \frac{1}{2}[I - III]$$

$$aV_F = \frac{1}{2}[II + III]$$

Le derivazioni fin ora descritte vengono utilizzate nello standard a 12 derivazioni.

Per situazioni patologiche particolari, quale per esempio l'infarto del miocardio, si può avere la necessità di posizionare gli elettrodi in ulteriori posizioni. Tra questi vi è l'elettrodo V_7 , che permette di "osservare" il cuore da un punto di vista inferiore rispetto a V_6 e anche gli elettrodi V_{3R} e V_{4R} . Questi ultimi sono posizionati allo stesso modo delle terminazioni V_3 e V_4 ma alla sinistra del cuore. Anche questi nuovi sensori permettono di "vedere" il cuore da altri punti di vista avendo così la possibilità di individuare in maniera approssimata la zona interessata dall'infarto.

Oltre allo standard a 12 derivazioni sono presenti anche altri standard relativi a necessità di monitoraggio differente. Il sistema di monitoraggio a 3 elettrodi permette di monitorare una derivazione degli arti alla volta (I, II, III) usando la stessa configurazione dello standard a 12 elettrodi. In alternativa è possibile monitorare le derivazioni toraciche modificate MCL_1 MCL_6 vedi Figura 12.

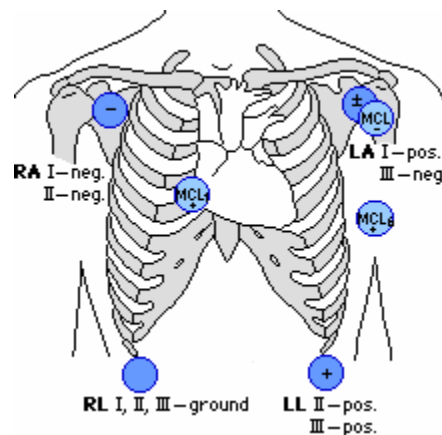
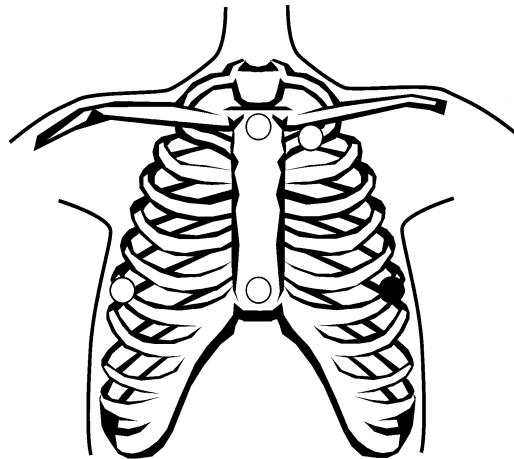


Figura 12

Questa configurazione viene ad esempio utilizzata in semplici sistemi di cardio frequenzimetri o anche dai defibrillatori con monitor ECG²¹.

Un'altra importante configurazione è quella a 5 elettrodi, utilizzata nei sistemi di misura Holter vedi Figura 13, utilizzati per il monitoraggio continuo dell'attività elettrica del cuore per intervalli di tempo che vanno dalle 12 alle 48 ore; il paziente può svolgere, durante il monitoraggio, una qualunque attività quotidiana (le attività che richiedono una certa attività fisica devono essere segnate su apposito libretto al fine di una corretta analisi da parte del medico).

²¹ I defibrillatori semiautomatici (sono defibrillatori che grazie al monitoraggio del paziente e ad un opportuno algoritmo, possono "decidere" se defibrillare il cuore e con quale energia, misurata in Joule) fanno uso di due soli elettrodi che fungono sia da sensori che da piastre di defibrillazione, per la loro duplice funzione sono molto più estese dei normali sensori (100cm²) al fine di evitare bruciature dei tessuti durante la defibrillazione, questa azione viene abilitata dallo stesso defibrillatore ma eseguita manualmente dall'operatore; in questo modo si limitano incidenti durante la fase di scarica. Eventuali bruciature farebbero aumentare la resistività dei tessuti, questo determina un aumento automatico (retroazione) dell'energia che si verrebbe a liberare nella fase di defibrillazione successiva. Le piastre vengono posizionate una nella parte inferiore della clavicola destra e l'altra in prossimità dello sterno (alla sua destra). L'utilizzo di tale dispositivo per quanto non necessiti di un medico necessita comunque di un corso di abilitazione certificata dagli enti competenti.

**Figura 13**

In ultimo si ricorda il sistema di monitoraggio a 5 elettrodi in cui i quattro elettrodi degli arti sono in posizione convenzionale²² (la stessa dello standard a 12 derivazioni) mentre il quinto elettrodo va posizionato su una delle posizioni precordiali. Questo sistema di misura è usato per monitorare pazienti alettati.

²² Derivazioni di Einthoven e sistema RLD.

Specifiche di progetto

Alla luce delle conoscenze precedenti è possibile interpretare in maniera qualitativa le specifiche tecniche²³ che l'elettrocardiografo dovrà soddisfare.

N°	Caratteristiche del segnale	Range
1	Ampiezza segnale in ingresso	0,5...4mV
2	Spettro d'interesse del segnale	0,01... 250Hz

N°	Condizioni di operatività ambientale	Range
3	Rete di alimentazione	104...1127Vrms @50Hz
4	Temperatura	25±10°C
5	Umidità relativa	50±20%
6	Pressione atmosferica	7·10 ⁴ ...10,6·10 ⁴ Pa

N°	Elaborazione del segnale d'ingresso	Range
7	Condizioni di linearità	per almeno ±5mV
8	Slew rate	320mV/s
9	DC offset	±300mV
10	Massima variazione d'ampiezza concessa inseguito al DC offset	±5%
11	Impedenza d'ingresso @10Hz	almeno 2,5MΩ
12	Corrente DC per ogni ingresso	max 0,1μA
13	Guadagni selezionabili presenti	5,10,20 mm/mV
14	Variazione del guadagno per ora	±3%
15	Gain error	±5%
16	Selezione base tempi	min 25/50 sec
17	Errore base tempi	±5%
18	Risoluzione del segnale	min 40μV
19	Frequenza di taglio superiore	max 150Hz
20	Risposta ad un impulso triangolare in ingresso durata 20ms e ampiezza 1,5mV	almeno 13,5mm
21	Risposta ad un impulso in ingresso di durata 100ms e ampiezza 3mV	al max 0,1mV
22	CMRR	min 89 dB
23	Divisione su carta	min 10div/cm
24	Time marker error	max 2%

N°	Condizioni di sicurezza	
25	Corrente su qualsiasi elettrodo del paziente	max 1μA
26	Corrente di rischio (connessione al paziente isolato)	max 10μA

²³ Tali specifiche rappresentano alcune parti dello standard suggerito "dall'American National Institute" e "Association for the Advancement of Medical Instrumentation"

Tali specifiche vanno comunque reinterpretate a seconda delle esigenze, tranne alcune riferite allo standard di visualizzazione e alla risoluzione in modo da non compromettere l'interpretazione grafica dell'ECG²⁴. In particolare si mette subito in evidenza che sono presenti fondamentalmente tre tipi elettrocardiografi :

- Diagnostico
- Monitoraggio
- Holter

Il primo analizza il segnale in uno spettro di frequenza fino a 150Hz il secondo fino a 100Hz mentre l'ultimo fino a 40Hz. In casi particolari quali il pace maker si giunge fino ad 1KHz visto che una corretta interpretazione dell'informazione è alla base del funzionamento di tale dispositivo. L'analisi di spettri ristretti permette di immagazzinare le informazioni in formato digitale in memorie con minor capacità.

Un modo complementare a tale tecnica è quella di comprimere le informazioni prima di immagazzinarle nella memoria adibita al mantenimento del tracciato.

Nella Figura 14 si può vedere un tipico spettro del segnale elettrico generato dal cuore.

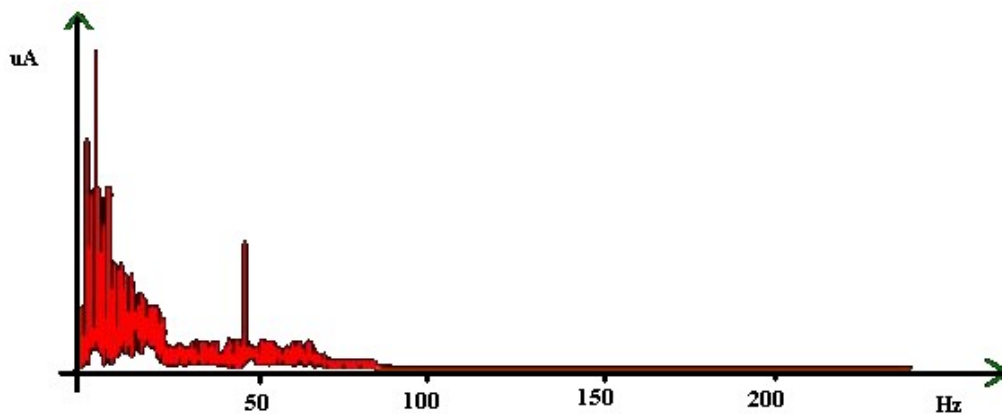


Figura 14

Nonostante sia sicuramente presente un filtro con frequenza di taglio intorno a 100Hz si può notare come effettivamente il contenuto informativo del segnale sia concentrato alle basse frequenze. È possibile osservare che il contenuto informativo intorno alla dc è limitato, questo, come si vedrà, deriva dalla presenza di un filtro passa alto necessario per eliminare le tensioni di offset in ingresso che farebbero saturare gli operazionali impedendo di amplificare il segnale differenziale relativo all'attività elettrica del cuore. Tale filtro ha anche il compito di eliminare gli artefatti muscolari, ovvero i segnali elettrici derivanti da contrazioni muscolari estranee all'attività cardiaca d'interesse; l'attività muscolare del diaframma, necessaria per la respirazione ne è un esempio. In ultimo è da osservare la presenza di un'armonica di notevole ampiezza nell'intorno dei 50Hz, questa deriva dall'accoppiamento capacitivo che si instaura tra il paziente e la rete elettrica nonché tra la rete e l'elettrocardiografo stesso. Un corretto filtraggio tramite un filtro notch a 50Hz, un buon CMRR e una buona schermatura possono rendersi necessari per limitare l'ampiezza di questa armonica dal momento che l'elettrocardiografo secondo la specifica tre può trovarsi in condizione operative con reti di alimentazione fino a 1127Vrms.

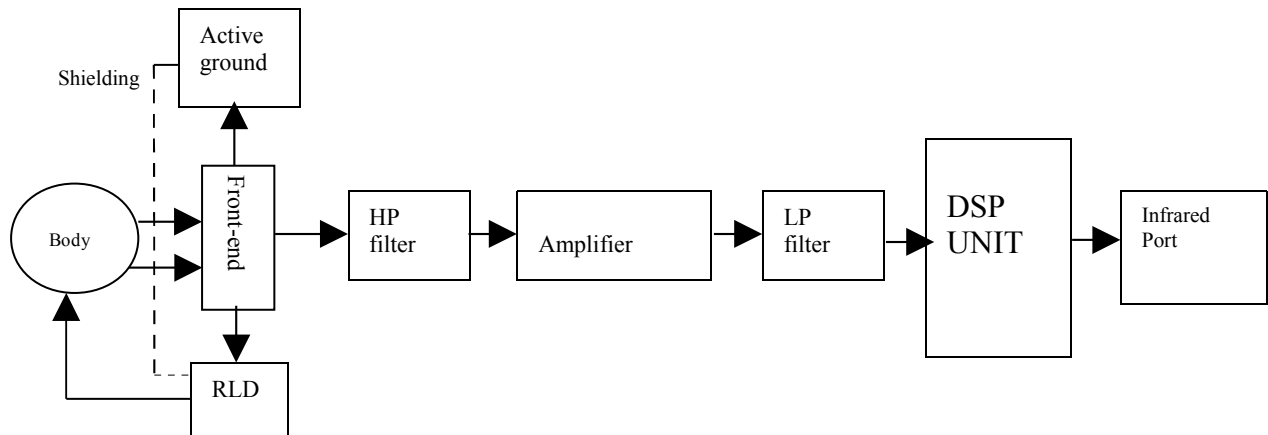
Le ulteriori caratteristiche dell'elettrocardiografo che si vuole progettare sono:

²⁴ Rimane pur sempre valido che scale d'ampiezza differenti portano comunque la stessa informazione su una grandezza misurata.

N°	Caratteristiche aggiuntive	Proprietà
A1	Portatilità del dispositivo	leggero
A2	Alimentazione con batteria	8.4V
A3	Durata massima misura	48 ore di autonomia
A4	Misura di singola derivazione	3 elettrodi
A5	Connessione con PC	protocollo RS232
A6	Pulsante memorizza evento	
A7	Funzioni diagnostiche real time	Bradycardia Tachycardia Misura freq. Max Misura freq. Min Extra sistoli
A8	Cicalina per interfaccia acustica con utente	
A9	Led per segnalazioni diagnostiche	

Soluzione tecnica utilizzata

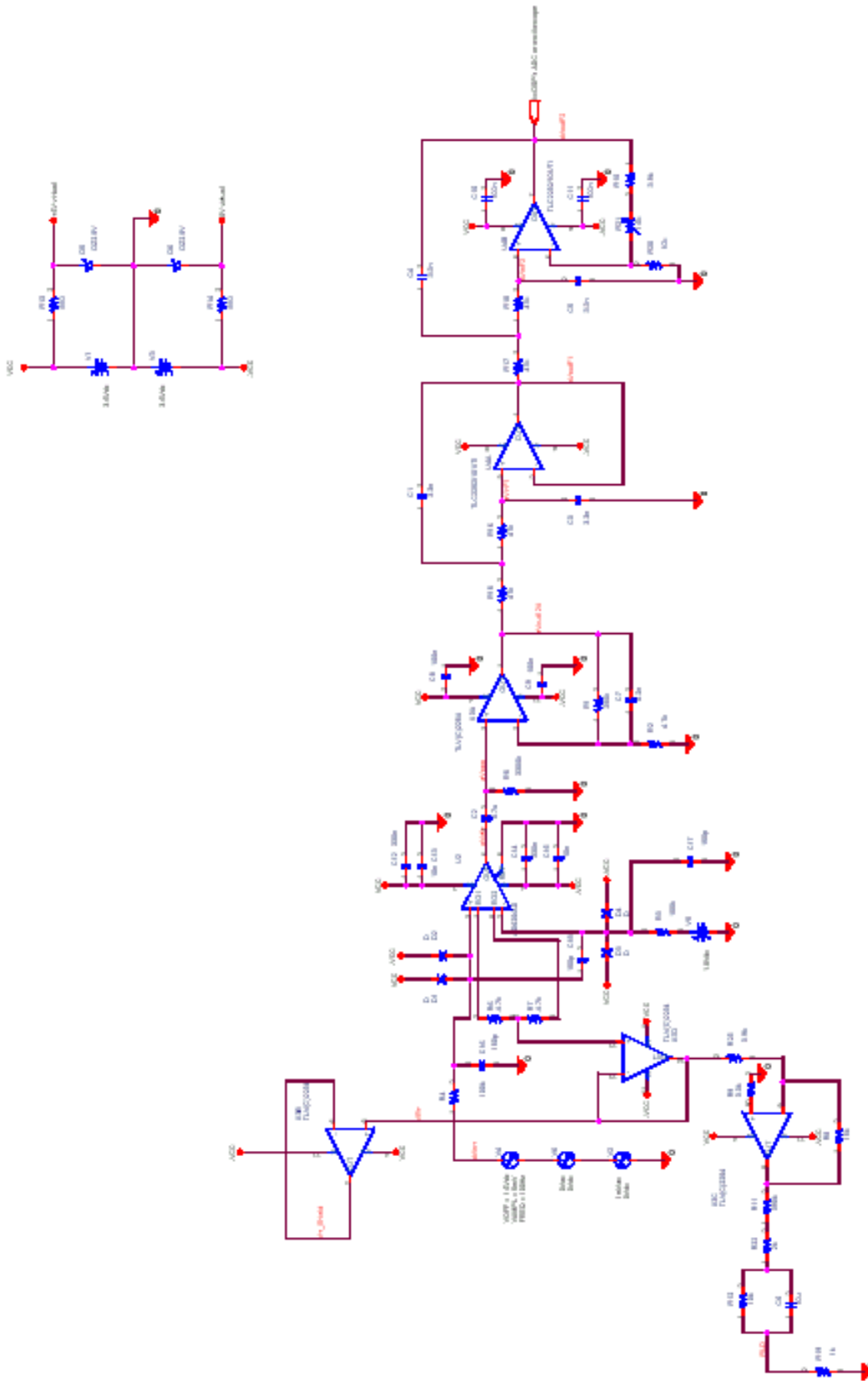
Nello Schema 1 è riportato lo schema a blocchi dell'elettrocardiografo implementato²⁵ riportato nello Schema 2²⁶.



Schema 1

²⁵ Questo è comunque valido in generale per le diverse implementazioni con l'aggiunta o modifica di alcuni blocchi.

²⁶ Controllare le etichette delle linee per una corrispondenza con i grafici ottenuti dalle simulazioni.



Schema 2

Come prima cosa vediamo le corrispondenze dei blocchi con i relativi integrati utilizzati. Il front-end è rappresentato da U2, il blocco RLD è rappresentato da U3C, il blocco di massa attiva è rappresentato da U3B, il blocco di filtro passa alto è rappresentato da C2 e R5, il blocco amplificatore è rappresentato da U3A, il blocco di filtro passa basso è rappresentato da U4A e U4B mentre il blocco DSP Unit è rappresentato da U1 (non riportato in questo schema).

L'alimentazione

L'alimentazione è inizialmente prevista con batteria ricaricabile da 8.4V NiMH (nichel idruri metallici) che permette un'autonomia di 1h con un assorbimento di 150mA. Da questa batteria ottenuta da 7 celle da 1.2V si otterrebbero due batterie da 3,6V in modo da avere una tensione duale di $\pm 3.6V$.

Il front-end

Il blocco d'interfaccia è il più delicato poiché è qui che devono essere soddisfatte molte delle specifiche più critiche. Dal momento che il segnale in ingresso (S), varia da un range di $\pm 0.5mV$ a $\pm 4mV$ ed è accompagnato da un segnale di modo comune di circa 1,5V si necessita sicuramente di un buon CMRR che dalle specifiche è richiesto sia almeno di 89dB. Inoltre dal momento che non bisogna influenzare le piccole grandezze in gioco, nonché avere basse correnti per ogni elettrodo (max 0.1 μA) si deve avere un'elevata impedenza d'ingresso e basse correnti di offset. Il bilanciamento delle resistenze d'ingresso è necessario per limitare l'offset in ingresso. Per tali ragioni la scelta del front-end è ricaduto sugli in-amp, in particolare si è scelto l'AD620 che garantisce anche un corretto funzionamento nel range di tensioni utilizzato²⁷.

Dal momento che il segnale utile è accompagnato da una tensione di offset di $\pm 300mV$ e la dinamica dell'AD620 può raggiungere una tensione pari a $V_{cc} - 1.2V$ il massimo guadagno che impedisce la saturazione è dato da :

$$Gain_{MAX} = \frac{V_{cc} - 1.2}{|V_{off}| + S_{MAX}} \quad \text{Eq. 1}$$

da cui si ricava $G = 7.86$ (approssimazione per difetto)

i valori per i quali si è calcolato il guadagno è nelle condizioni peggiori e con una alimentazione inferiore a quella della specifica, si capisce quindi che il guadagno ponendo l'alimentazione a valori più alti può essere a sua volta maggiore²⁸. Nell'analisi non si è preso in considerazione l'offset che viene a generarsi a causa dei componenti esterni, ma questo verrà preso in considerazione più tardi. Considerando un altro margine per evitare la saturazione si è scelto un guadagno massimo pari a 7. Dall'equazione per il guadagno riportata sul data sheet dell'AD620

$$V_{OUT} = \left(1 + \frac{49.4K}{R_G} \right) V_{IN} \quad \text{Eq. 2}$$

da cui si ricava:

²⁷ Vista la piedinatura standard si può usare anche l'AD623 che permette di lavorare con un range di tensioni più basso, avendo un'uscita rail to rail e si abbassano anche i costi (si peggiora il CMRR). Il progetto è stato dimensionato per avere la possibilità di cambiare l'IC senza cambiare ulteriori componenti (fatta eccezione per R_G).

²⁸ Nel caso dell'AD623 essendo rail to rail il guadagno massimo può essere ancora maggiore, essendo il numeratore dell'Eq. 1 circa pari a V_{cc} .

$$R_G = \frac{49.4K}{G - 1} \quad \text{Eq. 3}$$

dove il guadagno G è rappresentato dal termine tra parentesi nell'equazione 2 mentre R_G rappresenta il valore della resistenza per mezzo della quale viene ottenuto il guadagno voluto.

Si ricava che $R_G = 8.24K\Omega$ (in questo caso si fa approssimazione per eccesso) scegliendo valori di resistenza standard si spezza R_G come somma di due resistori (per ragioni che verranno viste in seguito) pari a $4.7K\Omega$ ottenendo un valore complessivo di $9.4K\Omega$ al quale corrisponde un guadagno pari a $6.3V/V$.

L'ingresso V_{ref} è posto a massa in modo da avere l'uscita riferita rispetto ad essa, ovvero variabile rispetto a massa.

A protezione degli ingressi sono stati posti due resistori²⁹ da $100K\Omega \pm 1\%$ in modo da proteggerli da eventuali sovratensioni. Vediamo alcune simulazioni in AC. Si pone l'ingresso una tensione sinusoidale di $\pm 5mV$ ad una frequenza di $100Hz$, una tensione di modo comune di $1.5V$ e un offset di $-300mV$ ³⁰.

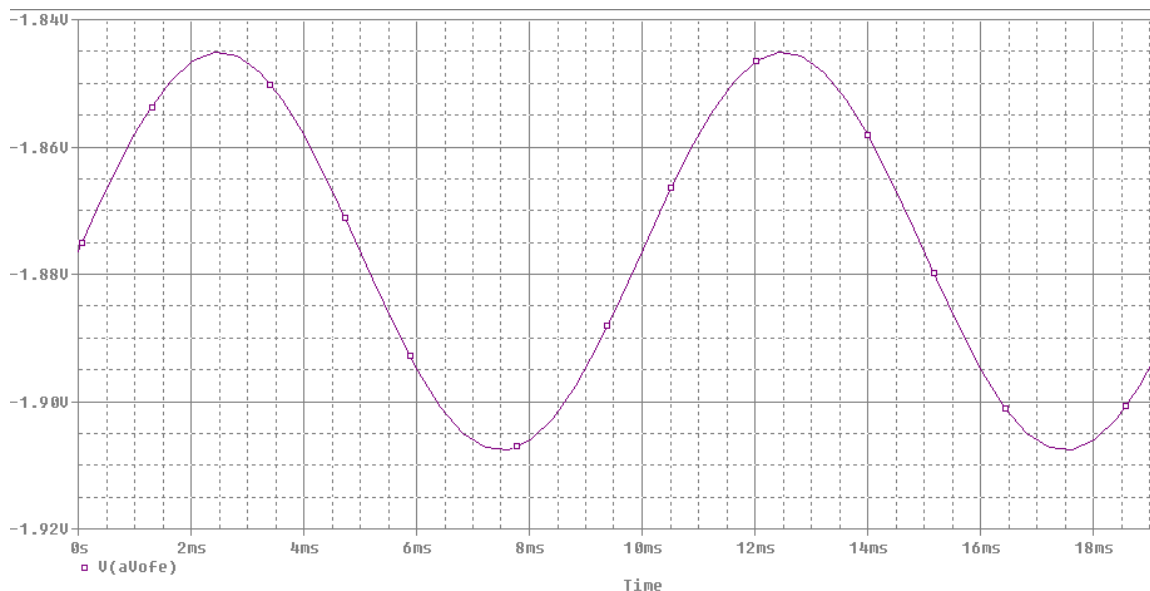


Figura 15

In Figura 15 è riportata l'uscita dell'AD620, dall'ampiezza della sinusoide, che a causa dell'offset in ingresso non è centrata rispetto a massa, si vede che il guadagno è circa 6 (lo si vedrà meglio in Figura 18).

La presenza dei diodi passa inizialmente inosservata poiché le correnti di polarizzazione inversa si bilanciano nei due ingressi; questo in generale non è vero soprattutto se a causa della disposizione dei componenti sul PCB ci dovesse essere un gradiente termico³¹. Per verificare gli effetti si sono tolti tre diodi (lasciandone uno è come se avessi messo un piccolo generatore di corrente che preleva una corrente pari a quella di polarizzazione inversa). Il diodo scelto nella simulazione è l'1N4148 non

²⁹ Il loro valore è stato scelto come compromesso tra protezione e rumore introdotto, vedere sessione "Analisi del rumore".

³⁰ La tensione di modo comune è stata inserita tramite un offset di $1.5V$ nel generatore AC e un generatore DC da $(1.5V+0.3V)$ in modo da inserire anche l'offset tra gli ingressi.

³¹ Anche se non dovesse essere presente alcun gradiente termico, quindi considerare V_T uguale per i 4 diodi, permane comunque il fatto che ogni diodo è unico e come tale avrà una propria corrente di polarizzazione inversa in generale diversa da un altro diodo.

perché sia il migliore ma per avere degli effetti visibili.

Le correnti che circolano nel diodo sono di circa 10nA mentre quelle che entrano negli ingressi dell'in-amp sono dell'ordine di poche centinaia di pA. Questo significa che tale corrente circolerà nel resistore di protezione da 100K Ω causando un ulteriore offset in ingresso di circa 1mV che si ripercuote in uscita moltiplicato per il guadagno. Tale offset è accentuato considerando la tolleranza dei resistori che nel caso peggiore avrà degli effetti differenziali pari a una maggiorazione di 2K Ω posti su uno dei due resistori che determinerà un ulteriore offset di 10 μ V, in questo caso trascurabile rispetto agli altri in gioco. Gli effetti di quanto spiegato sono riportati in Figura 16

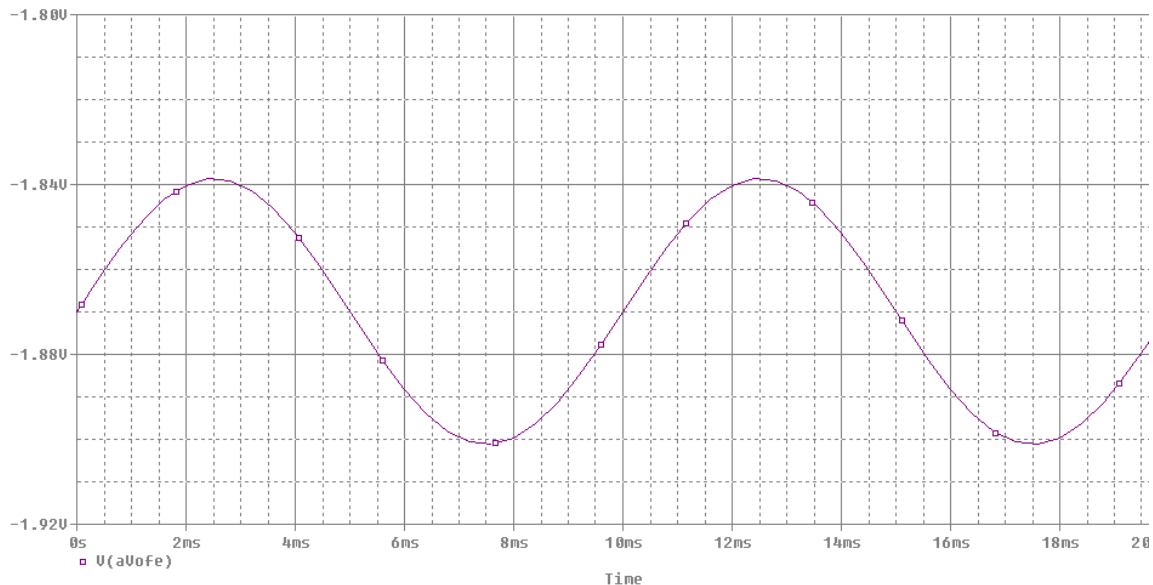


Figura 16

Si nota che la sinusoide è traslata verso l'alto (per un totale di 6mV) poiché il diodo lasciato all'ingresso non invertente e collegato a Vcc.

Per vedere come si comporta il front-end alle sole tensioni di modo comune si è posta a 0V l'ampiezza della sinusoide e si è tolto l'offset introdotto dal generatore DC.

In Figura 17 è possibile ricavare l'attenuazione in dB del segnale³² di modo comune pari a -79.8dB (questo non è il CMRR ottenuto) per ottenere il CMRR bisogna tener conto che il guadagno differenziale dell'AD620 è pari a 6 quindi si ottiene per le proprietà dei logaritmi che $CMRR = 16 - (-79.8) = 95.8dB$ ovvero un valore superiore agli 89dB richiesti di minimo (questo valore migliora per la presenza dell'RLD).

³² Il segnale di modo comune è rappresentato da una tensione continua.

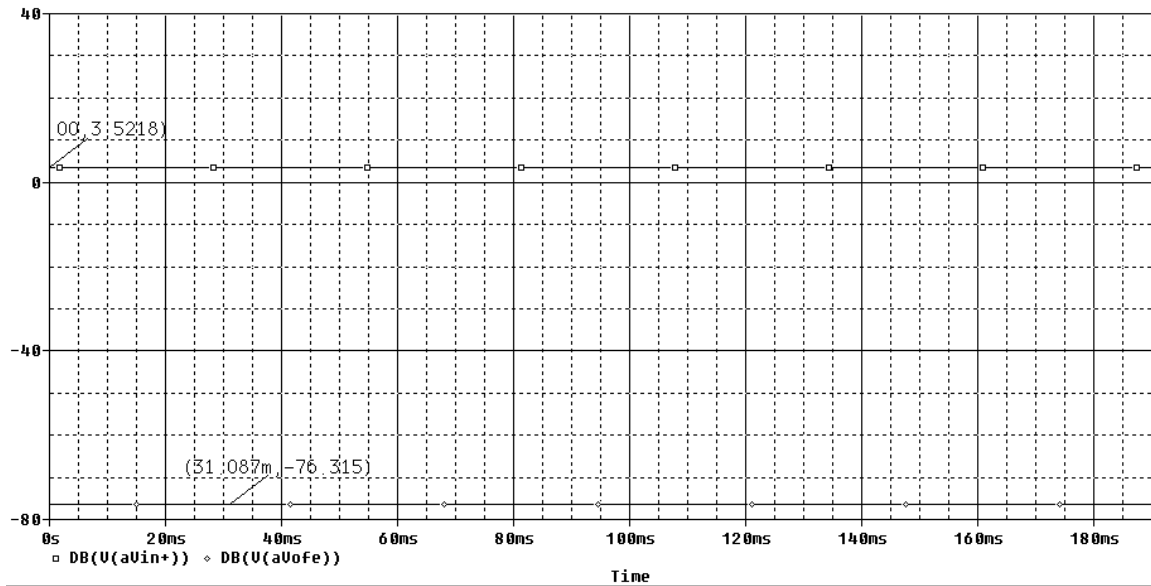


Figura 17

Filtro passa alto

La necessità di un filtro passa alto si ha per due ragioni, da un lato la dc può non servire³³ e dall'altro la presenza di un segnale con offset può portare in saturazione le uscite degli operazionali che stanno lavorando a basse tensioni e mascherare il segnale utile, inoltre serve per limitare i disturbi degli artefatti muscolari. La frequenza richiesta dalle specifiche per il segnale parte da 0.01Hz, dal momento che

$$f_c = \frac{1}{2\pi RC} \quad \text{Eq. 4}$$

ponendo $C = 4.7\mu\text{F}$ si ricava $R = 3.3\text{M}\Omega$ (valore standard). Per l'utilizzo di valori standard di R si ottiene che la $f_c = 10.26\text{mHz}$ (teorica).

Un problema può essere introdotto dal condensatore che con una tolleranza del 5% introduce variazioni in frequenza di circa $\pm 0.5\text{mHz}$ si capisce quindi che non è possibile usare un condensatore elettrolitico³⁴ caratterizzato da tolleranze anche superiori al 5%.

Dal momento che il dispositivo è concepito per effettuare misure quando il paziente è in movimento non si esclude che la frequenza di taglio del filtro venga alzata diminuendo R e C; infatti a causa del movimento, l'attività elettrica dei muscoli motori potrebbero alterare la misura.

Dalla simulazione è possibile controllare gli effetti della presenza del filtro nel dominio del tempo e della frequenza. Nella Figura 18 è possibile osservare che il segnale varia intorno a 0V poiché è stata tolta la componente continua presente all'uscita dell'AD620.

L'ampiezza del segnale a 100Hz è di 20mV che denota un guadagno attuale pari a 6 .

³³ La presenza di un dislivello sul segmento ST dell'ECG denota la presenza di una ischemia per questo comunque sia il filtro deve avere una frequenza di taglio bassa (0.01Hz).

In alternativa all'elettrocardiografo viene, per tale ragione, usata la magnetografia che rileva i campi magnetici derivanti dall'attività elettrica del cuore. In questo caso i problemi delle tensioni degli offset introdotti dagli elettrodi non esistono.

³⁴ A scopo di prototipo potrebbe essere usato un elettrolitico previa misura con capacimetro al fine di verificare, con l'accuratezza della misura, il valore della capacità.

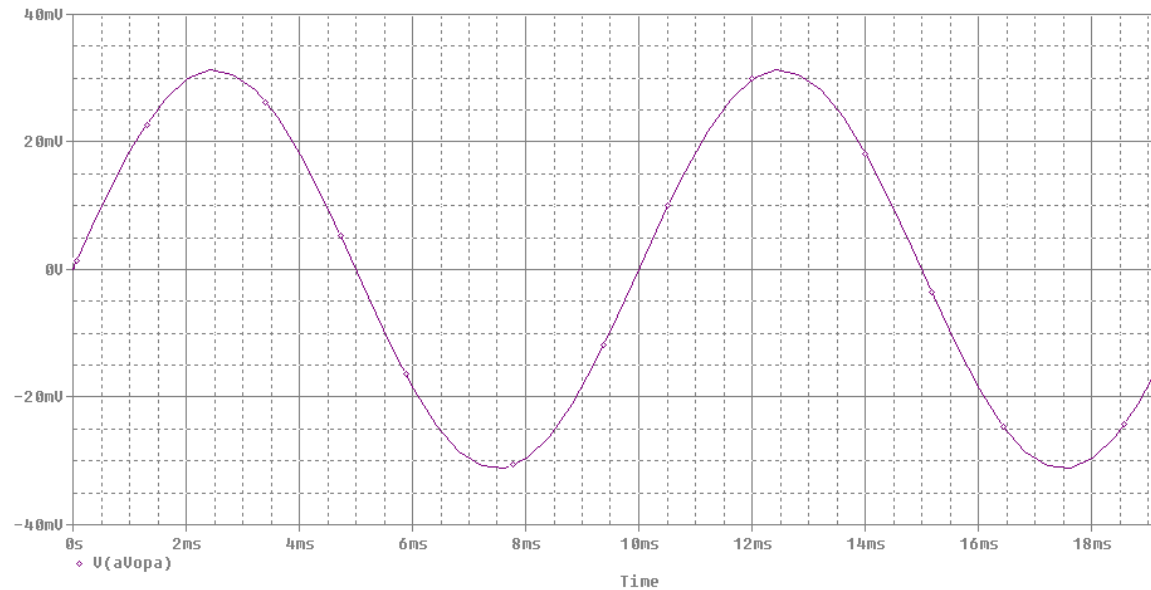


Figura 18

Nella Figura 19 è riportata la frequenza di taglio a 10.176mHz quindi la specifica sulla frequenza di taglio inferiore è soddisfatta

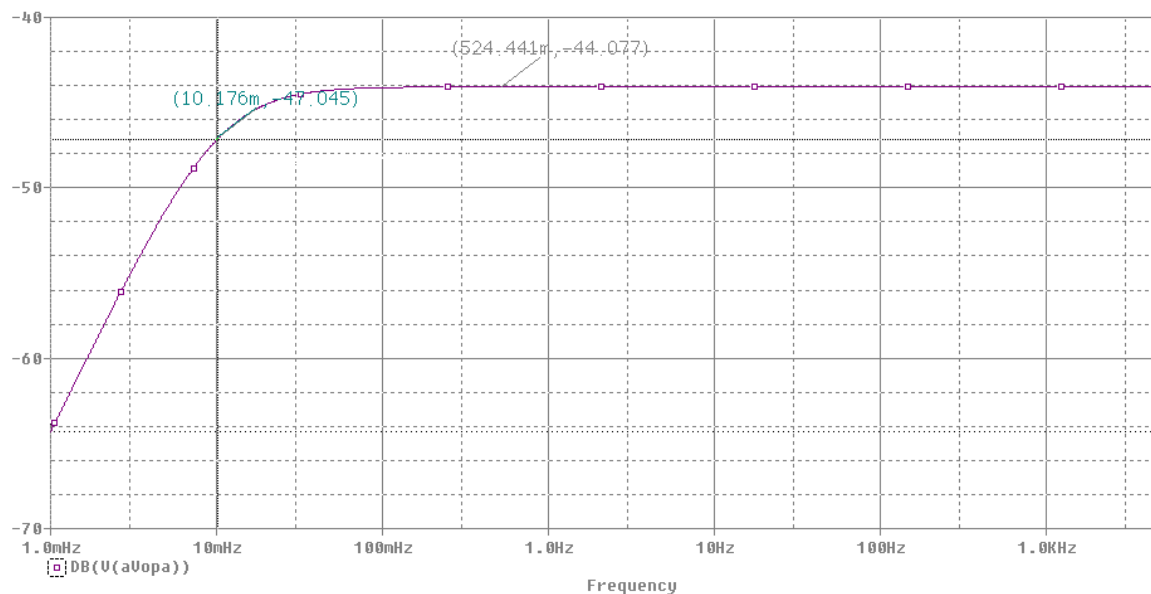


Figura 19

Stadio amplificatore

Il segnale già amplificato dall'AD620 dovrà essere portato ad una ampiezza finale di $5V_{pp}$ che rappresenta proprio la dinamica d'ingresso dell'ADC che verrà utilizzato per acquisire il segnale analogico. Il problema che ci si è posti a questo punto e che ha portato alla scelta del TLC2254 (o TLV2254) è stato il fatto che è necessario un operazionale che abbia basse tensioni di offset, bassi consumi e piccole correnti di polarizzazione poiché ogni componente continua che verrà introdotta a partire da questo punto non potrà essere eliminata se non via software³⁵. Questa soluzione deve essere

³⁵ Tramite calibrazioni iniziale dello strumento è possibile eliminare tutti gli offset sia derivanti dalle correnti di

sfruttata quanto meno possibile poiché porta ad una diminuzione della dinamica utile e comunque non essendo possibile eliminare gli effetti dei drift, non sarà possibile distinguerli dal segnale utile.

Le correnti di polarizzazione devono essere basse dal momento che l'operazionale si interfaccia con il filtro passa alto che possiede una resistenza di uscita data da R5 ed è di $3.3M\Omega$ e quindi bastano piccole correnti dell'ordine di μA per avere tensioni d'offset dell'ordine mV. Un altro problema deriva dal fatto che dovendo amplificare il segnale ancora di un fattore circa 100 ogni piccola tensione di offset verrà notevolmente amplificata³⁶. A causa dell'impedenza offerta dal filtro non si sono bilanciate le resistenze d'ingresso.

Un altro criterio di progetto utilizzato nell'amplificatore è stato quello di non introdurre elevato rumore in ingresso³⁷ e avere una banda passante lo stretto necessario.

Il guadagno scelto è stato un equilibrio tra varie esigenze di progetto, da un lato bisogna raggiungere i $5V_{PP}$ però dal momento che il TLC(V)2254 pur essendo rail to rail solo in output, si potrebbe raggiungere tale livello di segnale; in ingresso del filtro LP che è ottenuto con operazionale TLC2252 che è di tipo rail to rail solo in output si avrebbero problemi di dinamica in ingresso. Inoltre si vuole far sì che l'amplificatore abbia lo stretto necessario in banda per far passare il segnale utile (limitando così il rumore).

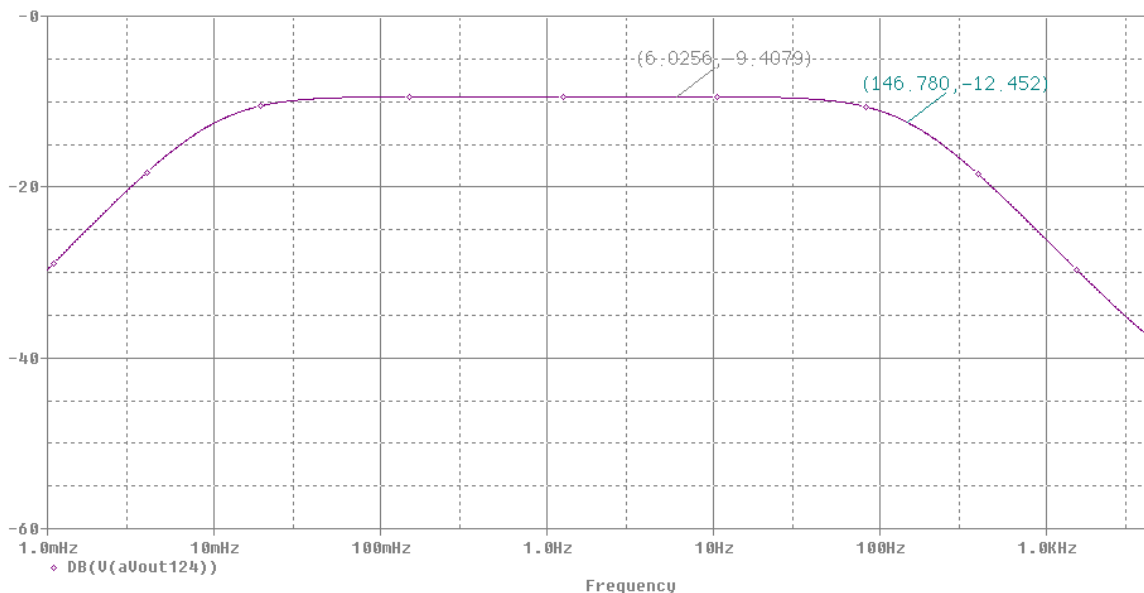


Figura 20

Tale amplificatore non deve dunque raggiungere i $5V_{PP}$ in uscita ma deve pure compensare l'attenuazione avvenuta a causa del filtro passa alto. Tramite simulazione si è visto che per avere una tensione di circa $1.5V_{MAX}$ è necessario un rapporto di reazione di circa $54V/V$ ottenuto con i due resistori $250K\Omega$ (il valore più prossimo nella serie E48 è $249K\Omega$) e $4.7K\Omega$. Con questi valori tenendo conto che il prodotto guadagno banda dell'integrato scelto è $200KHz$ si ottiene che la banda passante è pari a $3.7KHz$.

Inserendo il condensatore da $4.2nF$ si ottiene una banda passante pari a $146.7Hz$ come visibile in Figura 20. Si è scelta tale frequenza di taglio per avere una banda di segnale utile nei $100Hz$ che fosse distorto dal filtro quanto meno possibile³⁸, si capisce che il dispositivo è catalogabile quindi come tipo

polarizzazione che dalle tensioni di offset in ingresso e in uscita ad ogni operazionale, non sarà però possibile eliminare le deviazioni che subiranno a causa della temperatura e del tempo; per mezzo di autocalibrazioni dello strumento è possibile limitare tale tipo di errori.

³⁶ Inoltre le correnti di polarizzazione circolano anche sulla rete di reazione che essendo dimensionata per alti guadagni e bassi consumi ha valori resistivi notevoli.

³⁷ Si veda sessione "Analisi del rumore".

³⁸ Alla frequenza di taglio ho già un'attenuazione di 3dB.

di monitoraggio ma svolgerà anche il ruolo di holter con banda migliore ma a soli tre elettrodi.

Filtro LP (Low Pass)

Un primo filtraggio è stato introdotto già dall'amplificatore alla frequenza d'interesse³⁹ altri 80dB/dec si aggiungono ai 20dB/dec con l'inserimento di due filtri attivi del secondo ordine. Questo si rende necessario per evitare il problema dell'aliasing (sovrapposizione delle repliche della banda d'interesse) che si ha a causa del campionamento. Il primo filtro ha una amplificazione unitaria per le ragioni sulla dinamica in ingresso dell'TLC2252 introdotte anche per l'amplificatore.

La dinamica corretta in uscita di $5V_{pp}$ viene raggiunta solo tramite il secondo filtro che possiede un guadagno che è regolabile⁴⁰ in sede di calibratura per compensare gli effetti delle tolleranze sui componenti. Tramite la simulazione si è ottenuto un guadagno necessario di 1.68V/V.

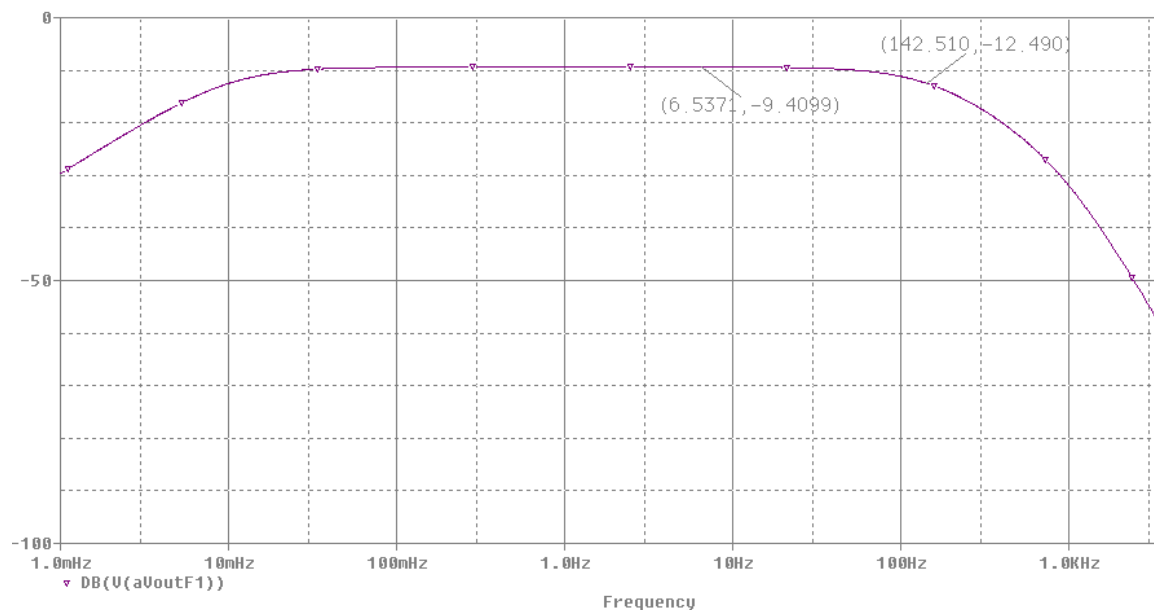


Figura 21

Si fa osservare che il segnale posto in simulazione per ottenere una dinamica di $5V_{pp}$ è di $\pm 5mV$ mentre il segnale massimo rilevabile dall'attività elettrica del cuore è posta dalle specifiche a $\pm 4mV$. Questa scelta permette di mantenere un certo margine di errore dovuto agli offset che verranno eliminati con la calibrazioni via software e al tempo stesso evitare che con un segnale di $\pm 4mV$ si abbia la saturazione degli operazionali in uscita. In Figura 21 si può notare l'andamento a pseudo-campana dovuto al congiunto lavoro del filtro HP e il primo filtro LP⁴¹ del secondo ordine.

La frequenza di taglio di questo filtro è 142.5Hz. In Figura 22 è possibile vedere la risposta del modulo in uscita al secondo filtro del secondo ordine.

³⁹ Anche l'AD620 ha introdotto la sua attenuazione ma a frequenza di taglio circa 400KHz.

⁴⁰ R21 è un trimmer multigiri da 2.2K Ω in serie con una resistenza da 3.9K Ω in modo da aumentare la precisione con cui è possibile variare il guadagno.

⁴¹ Come detto questo è il realtà dovuto anche agli effetti bassa basso degli stadi precedenti.

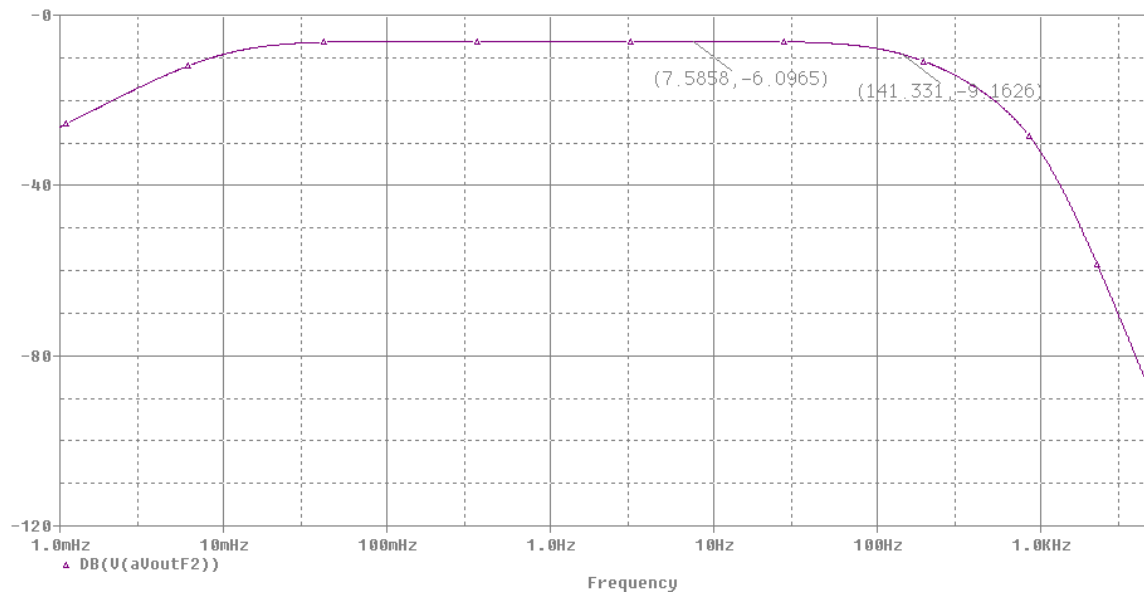


Figura 22

In questo caso la frequenza di taglio si è abbassata a circa 141.3Hz. In Figura 23 sono riportate le risposte dei moduli a partire dall'uscita dell'amplificatore.

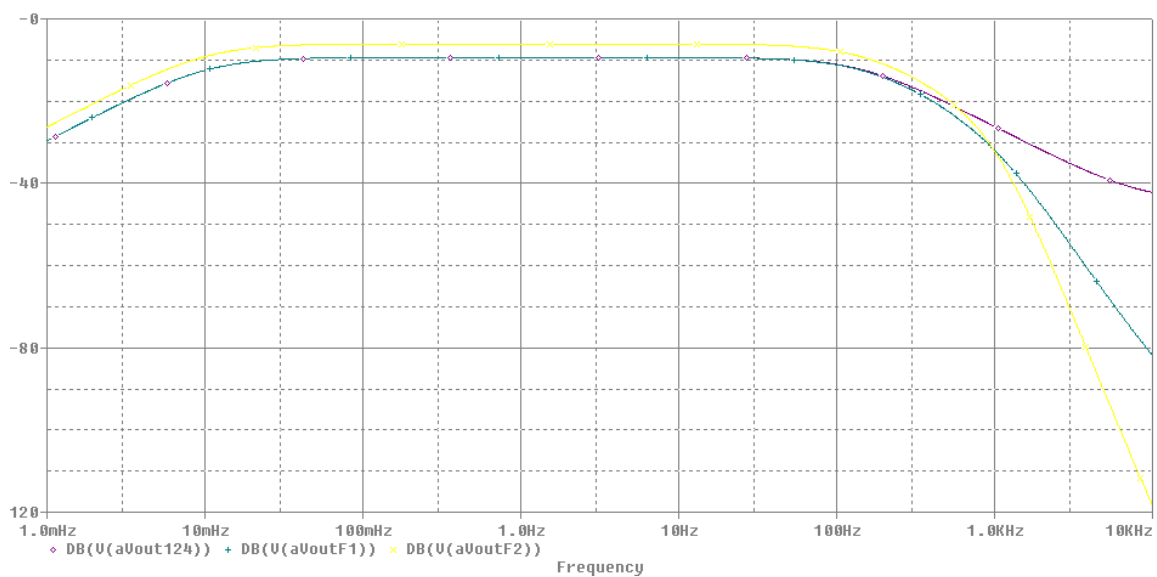


Figura 23

Si nota che la pendenza della risposta (in modulo) in uscita al secondo filtro (linea gialla) è maggiore delle altre.

Ulteriori analisi dell'uscita

Come detto la dinamica in uscita deve essere di $5V_{PP}$, il problema è che il segnale passa per il filtro HP quindi l'ampiezza alla sua uscita sarà funzione della frequenza. Dal momento che il contenuto informativo del segnale è presente prevalentemente in bassa frequenza (vedere Figura 14) si è ottimizzata la dinamica a partire dalle basse frequenze in particolare per 10Hz. L'ultima parola è comunque possibile dirla con la calibrazioni finale tramite R21.

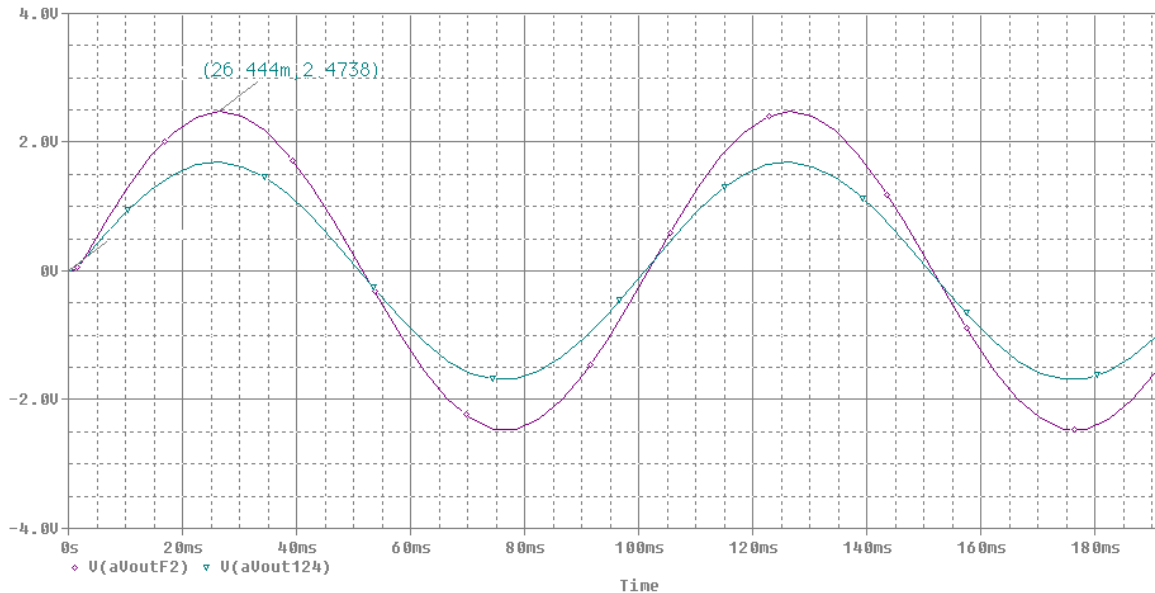


Figura 24

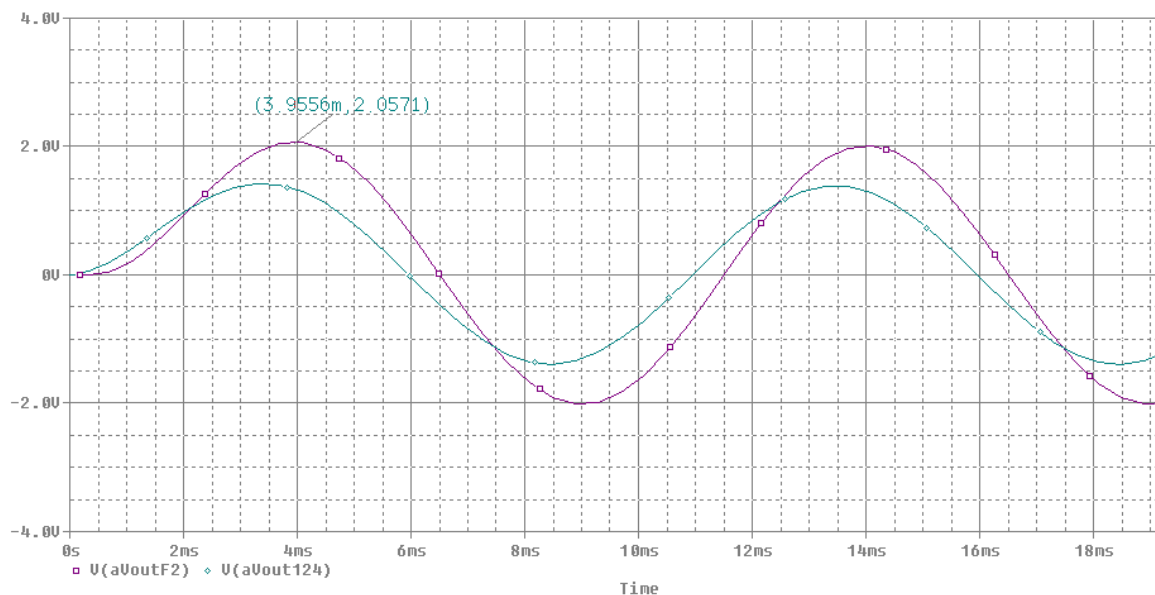


Figura 25

In Figura 24 e 25 è possibile notare che alla frequenza di 10Hz (Figura 11 l'uscita dell'amplificatore (aVout124) e l'uscita del secondo filtro sono quasi in fase mentre a frequenze maggiori l'uscita è in "ritardo" di quasi 0.5ms a causa dello sfasamento introdotto dai due filtri. Nella Figura 26 viene messo in evidenza lo sfasamento tra l'uscita dell'AD620 e l'uscita del secondo filtro del secondo ordine, in cui è possibile osservare uno sfasamento tra i picchi di circa 1.5ms.

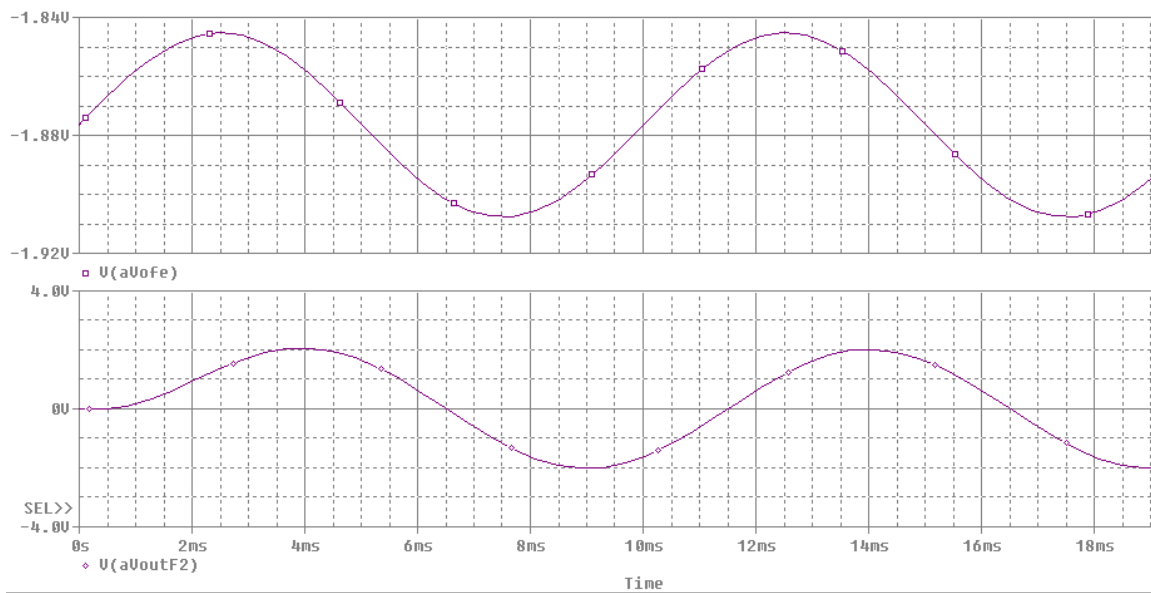


Figura 26

Quindi quando si campionerà se la frequenza di campionamento non sarà opportuna si avranno informazioni oltre all'istante in cui si sta prelevando l'informazione anche informazioni relative ad istanti precedenti oltre che "futuri" dal momento che non ho un impulso ideale di campionamento.

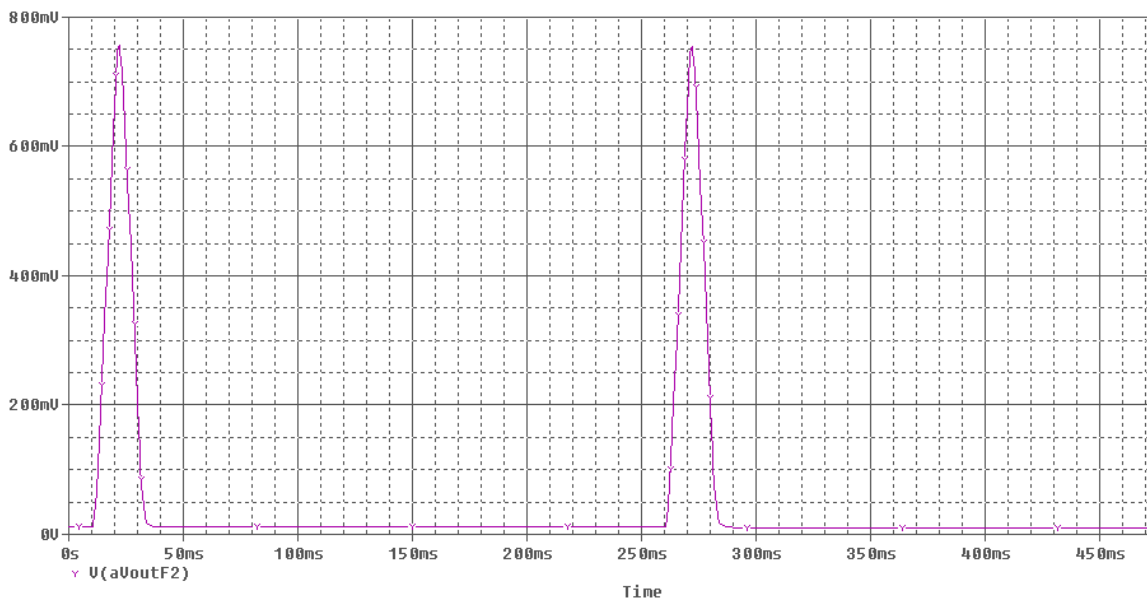


Figura 27

Tra le specifiche richieste all'elettrocardiografo vi è quello relativo alla risposta ad un impulso triangolare di durata di 20ms e ampiezza di 1.5mV che deve essere di almeno 13.5mm ovvero di 13.5mV (è un test per lo slew rate).

In Figura 27 viene riportata la risposta a tale eccitazione mentre in Figura 28 viene riportato lo spettro del segnale in uscita.

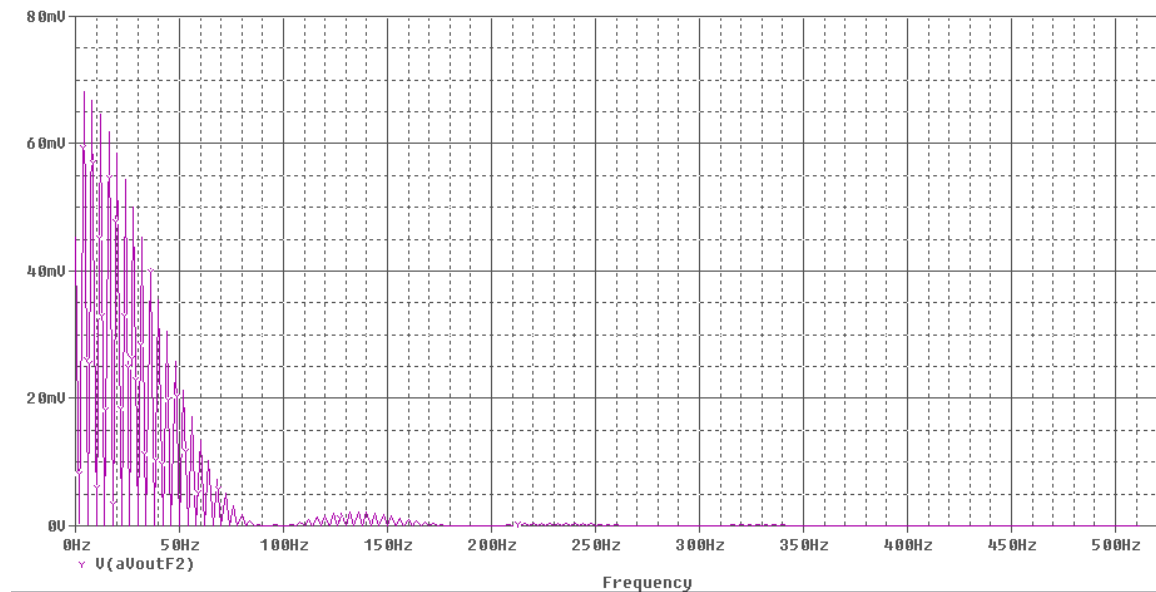


Figura 28

Dalla Figura 27 si può osservare che l'ampiezza dell'uscita soddisfa le specifiche di progetto, ovvero risulta essere maggiore dei 13.5mV (come ci si poteva aspettare viste le caratteristiche tecniche dei componenti utilizzati).

Dalla Figura 28 viene messa in evidenza il fatto che lo spettro in uscita è contenuto nella banda dei filtri HP e LP.

DSP

La parte relativa all'acquisizione ed elaborazione delle informazioni digitali viene delegata al PIC16F876 che possiede al suo interno un ADC a dieci bit. Dal momento che il segnale in ingresso è pari a $\pm 5\text{mV}$ mentre l'uscita ha una dinamica di 5V_{pp} vuol dire che il guadagno totale del dispositivo è pari a 500. Un ADC a dieci bit possiede 2^{10} quanti con il quale acquisire il segnale di dinamica 5V_{pp} , questo vuol dire che ogni quanto corrisponde ad una quantità di 4.9mV. Dal momento che il guadagno del sistema è 500 vuol dire che i 4.9mV corrispondono ad un segnale in ingresso pari a $9.8\mu\text{V}$ mentre nelle specifiche è richiesta una risoluzione minima di $40\mu\text{V}$. Tra le altre specifiche sarebbe richiesta anche la possibilità di variare il guadagno di un fattore 5, 10, 20 tale specifica non viene soddisfatta interamente dal momento che per via software è possibile moltiplicare il segnale in ingresso solo di un fattore 4 garantendo ancora le specifiche di risoluzione minima $40\mu\text{V}$.

Al fine di avere dei riferimenti stabili per l'ADC ovvero di $V_{\text{ref}}^+ = +2.5\text{V}$ e $V_{\text{ref}}^- = -2.5\text{V}$ si è alimentato il PIC prelevando l'alimentazione di +5V per metà dall'alimentazione positiva per l'altra metà dall'alimentazione negativa. In questo modo si è dovuto evitare di traslare il segnale in ingresso al PIC di 2.5V per farlo rientrare nella dinamica 0 +5V. Questo porta vantaggi anche sulla minima tensione di funzionamento delle batterie dal momento che la corrente viene prelevata per metà da ambo le parti.

Dover traslare il segnale in ingresso di 2.5V avrebbe causato disagi di riferimento dal momento che l'alimentazione a causa dell'esaurimento delle batterie tende a spostarsi⁴². Il PIC si interfaccia anche con il computer in modo da poter visualizzare in real time il tracciato relativo alla derivazione scelta. Questa interfaccia necessita del disaccoppiamento ottico in modo da evitare possibili scariche sul paziente.

Sulla possibilità di memorizzare le informazioni relative all'ECG su memoria si sono presentate due possibilità, da un lato una bassa frequenza di campionamento e dall'altra la possibilità di comprimere tramite opportuno algoritmo le informazioni sull'ECG.

Tipicamente gli holter permettono con frequenze di campionamento di circa 800KHz e una

⁴² Questo problema non si presenta in caso di alimentazione da rete.

memoria di 4MB di memorizzare il tracciato di una derivazione per 24h. Con alcuni calcoli si giunge che se si supponesse una risoluzione di soli 8bits si potrebbero memorizzare dati per circa un'ora e mezzo, molto meno delle 24h (ottenute in realtà con risoluzioni di 12bits). Questo denota un'elevata correlazione tra i dati campionati, ciò è possibile ricavarlo anche in maniera più rigorosa che non dall'analisi delle specifiche di altri holter. In Figura 29 è riportata una parte di segnale ECG elaborata graficamente tramite Data Plot⁴³.

E' possibile osservare il complesso QRS e l'onda T seguita da una possibile onda P (oltre al segnale è presente anche una componente aleatoria dovuta al rumore).

Tramite il diagramma di correlazione (Figura 30) è possibile notare che l'indice di correlazione si avvicina a +1⁴⁴, indice del fatto che è presente la correlazione di cui si è parlato. In particolare dalla Figura 31 (lag plot) si può vedere che è presente una struttura, in particolare un segmento. La presenza di struttura in un lag plot è indice del fatto che la grandezza sulle ordinate (valore di $Y[i]$, con Y si indica il valore del campione i -esimo) e la grandezza in ascissa (valore di $Y[i-1]$) c'è correlazione. Questo fatto ci garantisce che usando algoritmi di compressione che sfruttino tale tipo di correlazione è possibile avere compressione dei dati.

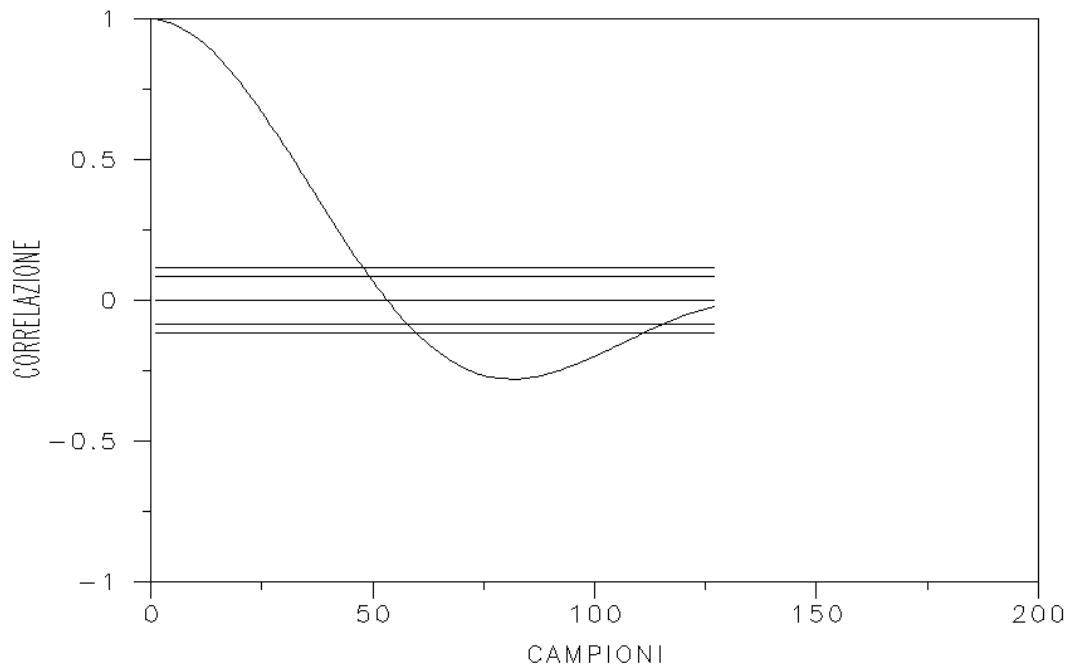


Figura 29

⁴³ Tramite questo programma si è letto il file contenente il valore dell'ampiezza dei vari campioni relativi all'attività elettrica di un cuore.

⁴⁴ Le linee orizzontali intorno allo 0 rappresentano il valore dell'indice di correlazione sotto il quale non è ragionevole considerare il segnale autocorrelato, in particolare le due linee rappresentano l'intervallo di confidenza del 90% fascia interna e del 95% fascia esterna. Nel punto 0 l'autocorrelazione vale 1 poiché è fatta tra $Y[i]$ e $Y[i]$.

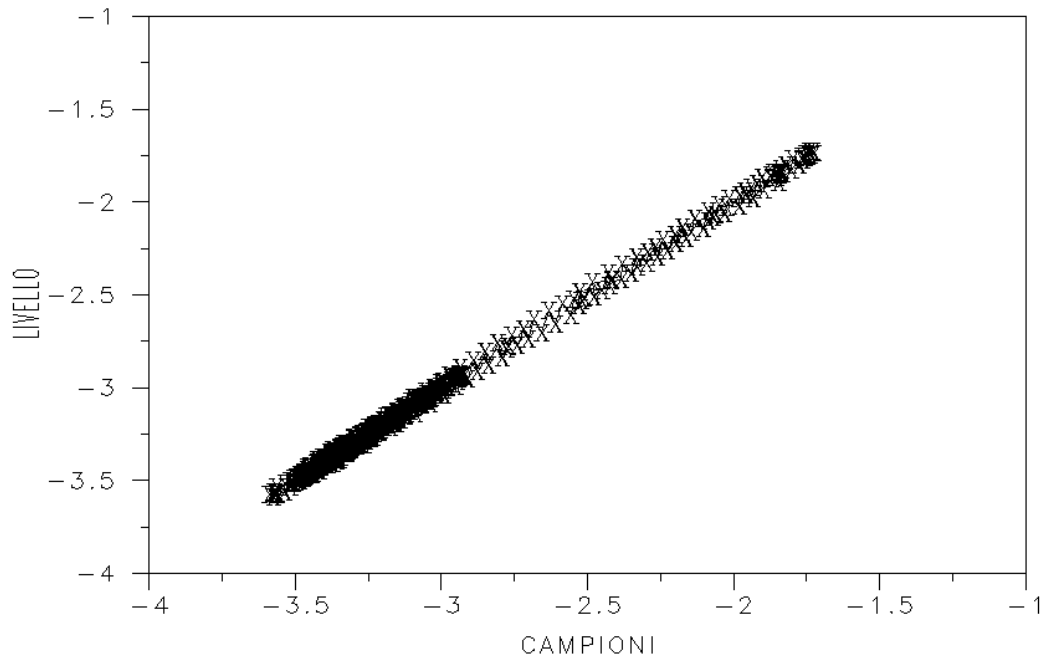


Figura 30

Blocchi ausiliari

La circuiteria fin ora descritta è sufficiente a garantire il funzionamento dell'elettrocardiografo, però al fine di evitare errori in lettura dovuti a interferenze sono stati introdotti il blocco active ground e RLD. Il primo permette di "alimentare" lo schermo del cavo dell'elettrodo ad un potenziale pari a quello del cavo centrale, in questo modo è possibile usare anche cavi a doppio schermo dove lo schermo più esterno viene invece collegato a massa. Tale tecnica viene utilizzata per limitare la capacità parassita introdotta dal cavo limitando quindi l'accoppiamento capacitivo tra lo schermo e il cavo centrale quindi il passaggio delle interferenze RF. I potenziali per l'active ground possono essere un valore medio del segnale in ingresso come per RLD o ancor meglio pari proprio allo stesso potenziale del cavo centrale. La seconda possibilità è migliore, dal momento che per la progressione dell'onda R ci sono momenti in cui la d.d.p. tra il cavo centrale e il valore medio del segnale è notevolmente diverso quindi questa d.d.p. può essere essa stessa una causa d'interferenza accoppiando i due canali. Questa seconda scelta determina però l'introduzione di ulteriore rumore agli ingressi dell'AD620 che verranno amplificati di un fattore 500 (nella banda di 140 Hz circa). Per ridurre ulteriormente il rumore legato ad interferenze RF si è posto un condensatore tra gli ingressi dell'AD620 in modo tale che ogni interferenza RF sia di modo comune e venga attenuata in funzione del CMRR alla frequenza d'interesse. In aggiunta a tale capacità si sono inserite delle capacità tra ognuno dei due ingressi e massa, questo può risultare utile visto il largo uso di cellulari⁴⁵ abbinato al fatto che l'Holter è a stretto contatto con l'individuo per lungo tempo. Le capacità sono state dimensionate in modo da non abbassare l'impedenza d'ingresso del front-end⁴⁶ alle frequenze d'interesse, in particolare per una frequenza di 100Hz si vuole ottenere un'impedenza di 77M Ω quindi

⁴⁵ Altre possibili fonti di interferenza sono rappresentate dalle frequenze intorno ai 493MHz e 800MHz utilizzate dai sensori per i sistemi d'allarme per abitazioni e nei telecomandi per i suddetti sistemi.

⁴⁶ Con un segnale in ingresso di 5mV_{MAX} (10Hz) la corrente entrante nel sistema risulta essere di 628pA, si è quindi ottenuta un'impedenza in ingresso di 7.7M Ω (nelle specifiche è richiesta almeno di 2.5M Ω).

si ottiene $C=130\text{pF}$, si è scelto il valore commerciale di 150pF ottenendo un'impedenza di $66.7\text{M}\Omega$ ⁴⁷.

Il blocco RLD permette di aumentare il CMRR per mezzo di una retroazione negativa, si noti infatti che U3C è montato in configurazione invertente. Come modello di corpo umano è stato utilizzato solo il resistore R19 di $1\text{K}\Omega$. Questo modello è molto semplificato ed inoltre si pone in una posizione pessimistica del valore, infatti tale resistenza può assumere anche valori di decine di $\text{K}\Omega$ o centinaia di $\text{K}\Omega$. Tale scelta discende dal fatto che devono essere garantite correnti sull'elettrodo inferiori a $10\mu\text{A}$; dal momento che tale elettrocardiografo è concepito per essere indossato anche durante attività fisiche intense si è supposto che a causa della sudorazione e dell'elevata frequenza cardiaca⁴⁸ tale resistenza possa scendere a valori tali da causare correnti sull'elettrodo maggiori di $10\mu\text{A}$; dalla simulazione si è ottenuta una corrente di $8.84\mu\text{A}$ ⁴⁹ soddisfacendo quindi la specifica in condizioni pessimistiche.

Analisi del rumore

Vista l'ampiezza del segnale d'interesse il rumore gioca un ruolo importante, in particolare le specifiche per un elettrocardiografo richiedono che questo sia non superiore a $30\mu\text{V}_{\text{pp}}$ (in ingresso). Le principali fonti di rumore sono rappresentate dagli elementi attivi e dai resistori di valore più grande (rumore termico).

Visto l'elevato guadagno (500V/V) necessario per portare l'ampiezza del segnale in ingresso alla dinamica corretta per l'ADC si è scelto come front end l'AD620 che possiede un rumore in ingresso di soli $9\text{nV}/\sqrt{\text{Hz}}$ max. Il problema del guadagno discende dal fatto che l'intensità del rumore viene amplificata per tale valore e quindi notevolmente incrementato. Questo problema è risentito in maniera minore negli stati successivi dal momento che il guadagno sulla "destra" del generatore di rumore tende a diminuire con l'avvicinarsi al nodo di uscita. I problemi sul rumore non sono solo associati ai fattori moltiplicativi dovuti al guadagno ma anche alla banda dei vari blocchi del sistema. Per tale ragioni si è usata la capacità C7 sulla rete di reazione dell'integrato U3A in modo da limitare al minimo indispensabile la banda dal quale il sistema attinge rumore.

Da quanto esposto si capisce che bisogna porre particolare cura nell'inserimento di resistenze alte in punti in cui il guadagno rispetto all'uscita è alto. Questo problema ha portato ha un compromesso sul valore delle resistenze in ingresso all'AD620. In particolare si ricorda che il valore quadratico medio della tensione del generatore equivalente associato ad un resistore (rumore Johnson) è :

$$\overline{e_n^2} = 4KTBR \quad \text{Eq. 5}$$

$K = 1.38 \text{ J/K}$

$T =$ Temperatura in gradi Kelvin

$B =$ Banda

$R =$ parte reale dell'impedenza

e che gli effetti di più generatori, in particolare per i due resistori di protezione, si sommano quadraticamente :

$$\overline{e_{tot}} = \sqrt{\overline{e_{n1}}^2 + \overline{e_{n2}}^2} \quad \text{Eq. 6}$$

⁴⁷ Alla frequenza di 400MHz la resistenza offerta dalla capacità scende a 16.7Ω diventando quindi un buon corto circuito per i segnali RF, alla frequenza di 900MHz scende invece a 7.4Ω .

⁴⁸ La resistenza del corpo umano è soggetta a variazioni in funzione del flusso sanguigno, in particolare diminuisce all'aumentare di quest'ultimo ovvero all'aumentare della frequenza, su tale proprietà sono basati alcuni "rilevatori" di bugia, che sfruttano il fatto che la frequenza cardiaca può aumentare a causa della stress derivante dal dir menzogna.

⁴⁹ Per determinare tale valore si è fatto saturare l'operazionale in modo da avere la corrente massima che può circolare sul ramo relativo all'RLD.

Da simulazione⁵⁰ senza i resistori di protezione si è ottenuto in ingresso il seguente andamento equivalente della tensione di rumore (totale) in funzione della frequenza (Figura 32)

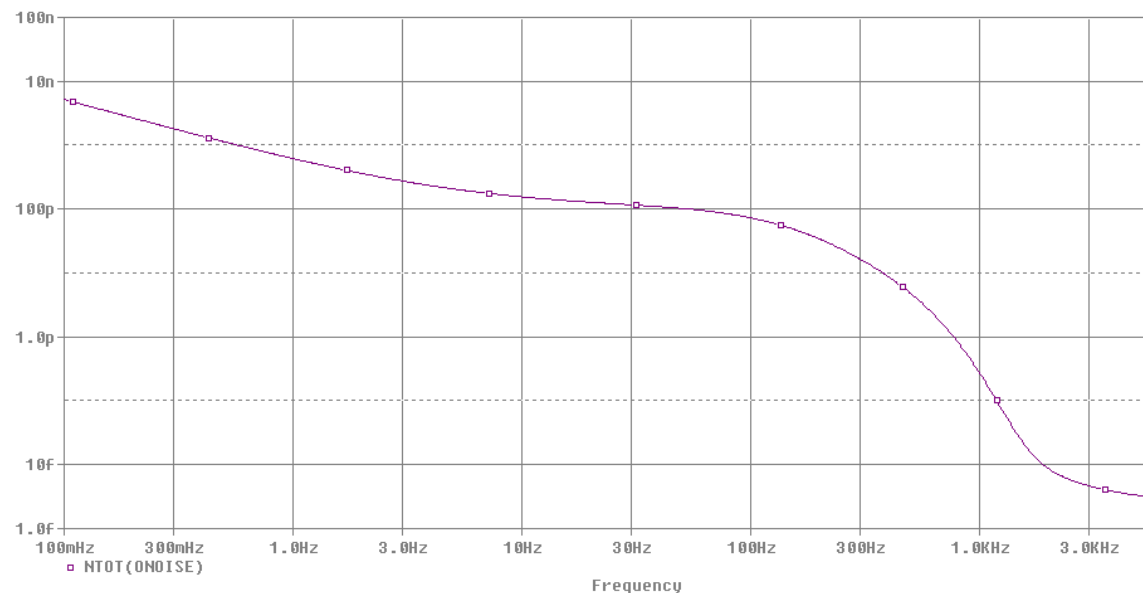


Figura 31

Considerando come integrale approssimato l'area del rettangolo di altezza pari al valore massimo di $6\text{nV}/\sqrt{\text{Hz}}$ e base pari alla 150Hz ⁵¹ si ottiene un rumore nella banda d'interesse di 74nV_{RMS} che riportati in uscita con un guadagno pari a 500 si ottiene $37\mu\text{V}_{\text{RMS}}$. Considerando invece anche la presenza dei resistori di protezione si ottiene l'andamento riportato nella Figura 33.

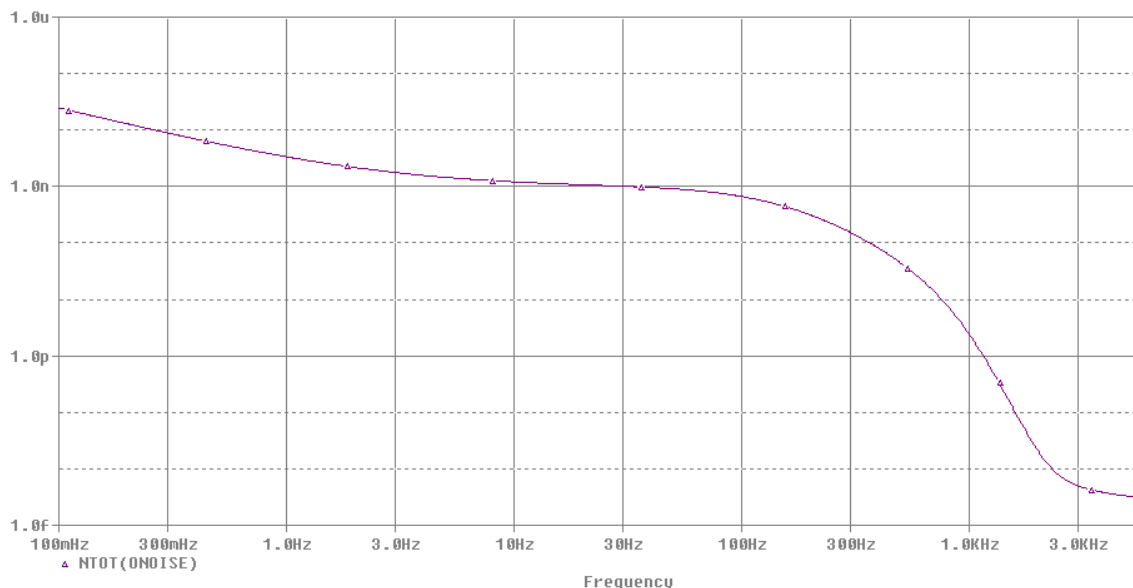


Figura 32

In questo caso l'ampiezza massima del rumore è salita a $25\text{nV}/\sqrt{\text{Hz}}$ che equivalgono a $0.31\mu\text{V}_{\text{RMS}}$

⁵⁰ La Temperatura di simulazione è stata posta al valore estremo secondo il quale l'elettrocardiografo deve garantire le sue specifiche, ovvero 35°C , in realtà la temperatura può essere molto simile a quella corporea in caso di utilizzo come Holter e non come monitor connesso al computer, e in casi di sforzo fisico tale temperatura può essere superiore ai 36°C .

⁵¹ Il limite di tale banda è imposto dai filtri passa basso in uscita.

contro i $10.6\mu V_{RMS}$ da non superare secondo le specifiche.

Tale valore si ripercuote in uscita con un'ampiezza di $0.22mV_{MAX}$ mentre la dimensione del quanto di campionamento è $4.9mV$ cioè 22 volte più grande.

Dal momento che la specifica è soddisfatta si potrebbe aumentare ulteriormente il valore delle resistenze di protezione, però dal momento che non è prevista la resistenza da scariche di defibrillatore e sono peraltro presenti anche dei diodi questa ulteriore accortezza non è stata presa; va comunque garantito un margine di sicurezza dovuto al fatto che nella simulazione non sono state prese in considerazione altre possibili fonti di rumore.

Dall'analisi svolte si capisce la ragione per la quale, al fine di aumentare la frequenza di taglio del filtro passa alto, si è preferito intervenire sulla resistenza, diminuendola, piuttosto che diminuire la capacità⁵². Questa esigenza deriva dal fatto che tale elettrocardiografo quando è connesso al computer (tramite porta infrarossi) può lavorare come monitor e richiede quindi una frequenza di taglio per il filtro passa alto di $0.01Hz$, per non alterare le basse frequenze. Quando invece ricopre il ruolo di holter, per limitare gli artefatti muscolari (soprattutto durante attività fisica) e da spostamenti dei trasduttori, si necessita di frequenze di taglio superiori. Per una frequenza di taglio di $0.5Hz$ si ricava una resistenza di $68K\Omega$, tale resistenza viene selezionata in alternativa a quella di $3.3M\Omega$ tramite deviatore.

Bibliografia

www.LaurTec.com : sito di elettronica dove poter scaricare gli altri articoli menzionati, aggiornamenti e progetti.

⁵² La capacità se considerata come impedenza puramente immaginaria non introduce rumore Johnson.