

**UNIVERSITÀ DEGLI STUDI DI MODENA
E REGGIO EMILIA**

Dipartimento di Ingegneria dell'Informazione
Corso di Laurea Specialistica

Tesina di Elettronica Medica
(Prof. S. Fonda)

Cardiofrequenzimetro portatile

Realizzata da:
Francesco Montorsi,
Lorenzo Lugli

Modena - Anno Accademico 2008-2009

Indice

1	Cardiofrequenzimetro portatile	1
1.1	Introduzione	1
1.2	Il segnale biologico elettrico di superficie	1
1.2.1	Membrane e cellule eccitabili	1
1.2.2	Potenziali d'azione	2
1.2.3	Eccitazione del tessuto cardiaco	5
1.3	Il cuore	8
1.4	L'elettrocardiogramma	9
1.4.1	Descrizione dei fenomeni elettrici che avvengono nel cuore	9
1.4.2	Le derivazioni	12
1.4.3	Sistema delle 12 derivazioni cliniche	14
1.4.4	Significato del tracciato elettrocardiografico	17
1.4.5	Scopo e possibili utilizzi della registrazione dell'ECG	18
1.5	Il cardiofrequenzimetro	19
1.5.1	Generalità dello strumento	19
1.5.2	Circuito di condizionamento del segnale	21
1.5.3	Circuito di elaborazione del segnale	29
1.5.4	Circuito di visualizzazione della frequenza cardiaca	32
1.5.5	Circuito di alimentazione	35
1.5.6	Realizzazione pratica	36
1.5.7	Misure effettuate sul prototipo	36
1.6	Conclusioni	40

Capitolo 1

Cardiofrequenzimetro portatile

1.1 Introduzione

Lo strumento realizzato e descritto in questo documento è un **cardiofrequenzimetro** con possibilità di funzionamento da elettrocardiografo per il monitoraggio e lo studio dell'attività elettrica del muscolo cardiaco.

Per una corretta progettazione di tale apparato è necessaria la conoscenza base delle tecniche di interfacciamento fra il mondo biologico e il mondo elettronico, ovvero di quel settore dell'elettronica denominato elettronica medica.

In sezione 1.2 viene quindi descritta la genesi dei segnali captati dagli elettrodi di cui è dotato il cardiofrequenzimetro.

In sezione 1.3 è poi presentata brevemente l'anatomia del muscolo cardiaco; la forma e le caratteristiche dei segnali specifici del cuore sono oggetto della sezione 1.4. Le tecniche che permettono di acquisire tali segnali sono descritte in sezione 1.5.2; infine il circuito vero e proprio è descritto in sezione 1.5.

1.2 Il segnale biologico elettrico di superficie

1.2.1 Membrane e cellule eccitabili

Il corpo umano è costituito da strutture elementari, le cellule, unite tra loro mediante tessuti connettivi. Le caratteristiche delle diverse cellule variano notevolmente da organo ad organo, ma tutte sono racchiuse da una struttura molecolare importantissima: la **membrana**, la quale permette di separare due ambienti liq-

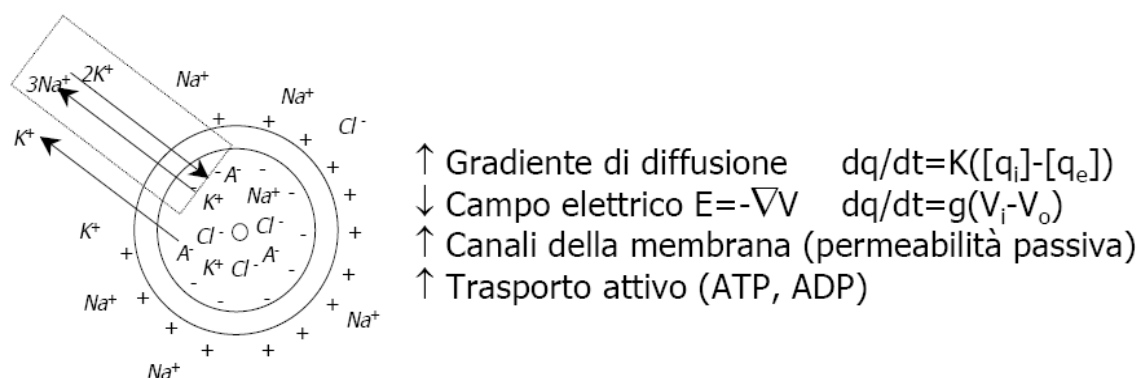


Figura 1.1: Struttura e funzionamento della membrana cellulare.

uidi differenti ed induce tra i due ambienti diversi lo scambio di ioni e di prodotti di reazioni biochimiche.

Non tutte le cellule hanno una differenza di potenziale, come mostrato in figura 1.1, tra l'interno e l'esterno della membrana, ma quelle che possiedono questa caratteristica sono dette cellule eccitabili. Nel nostro organismo sono cellule eccitabili:

- Le cellule nervose (neuroni, motoneuroni, recettori).
- Le cellule muscolari (cardiache, scheletriche, lisce).
- Alcune cellule ghiandolari.

Tutte le cellule eccitabili posseggono un **potenziale di riposo** e da un **potenziale d'azione**.

1.2.2 Potenziali d'azione

La differenza di potenziale presente nelle cellule eccitabili viene utilizzata per trasportare informazione e modificare il potenziale stesso per creare *azione*. Grazie al meccanismo della pompa Na^+K^+ e ad un'opportuna fonte di energia esterna immagazzinata nelle molecole di ATP (adenosin-tri-fosfato), quando le caratteristiche della membrana, quali la permeabilità, variano e si genera un impulso elettrico, detto *potenziale d'azione*, a causa di un fenomeno a valanga intrinseco nella membrana cellulare stessa, la cellula ritorna rapidamente alla situazione

di equilibrio del *potenziale di riposo*. Si ha quindi la possibilità di generare e trasmettere treni di impulsi facilmente modulabili in frequenza (PFM), con il limite di frequenza di 1000 Hz, a causa del tempo di refrattarietà degli assoni dei neuroni nel caso migliore in cui siano mielinati.

La figura 1.2 mostra l'andamento di due differenti potenziali d'azione, uno relativo ad una cellula muscolare scheletrica (tra l'altro molto simile a quello delle cellule nervose) ed un altro sovrapposto per confronto relativo alla cellula del muscolo cardiaco.

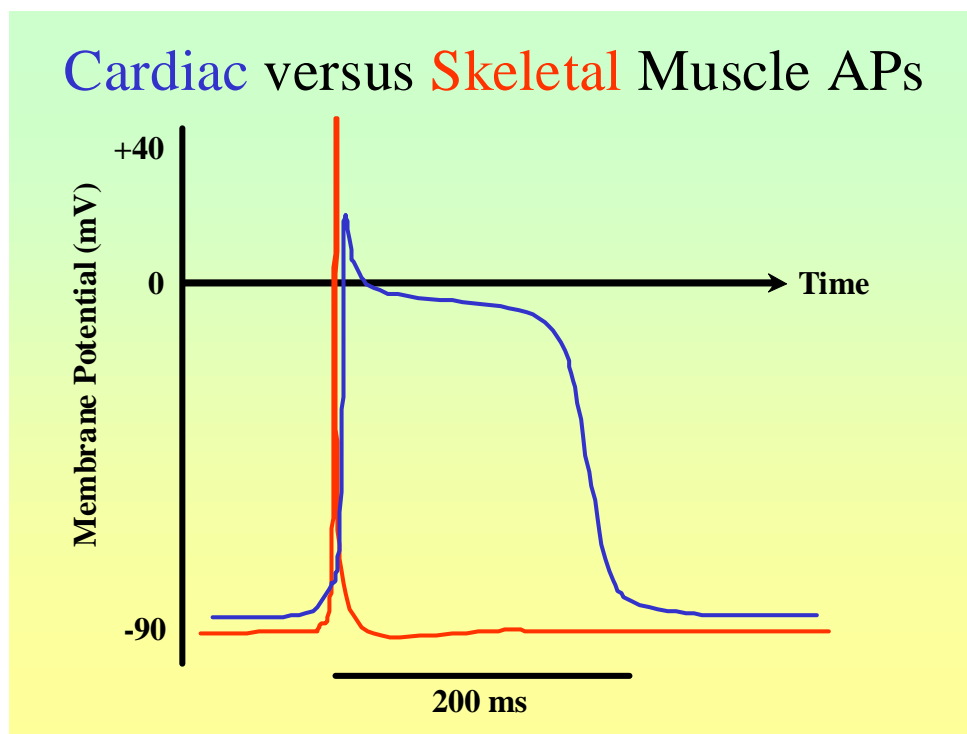


Figura 1.2: Potenziali d'azione del muscolo cardiaco e di quello scheletrico.

Il potenziale d'azione di cellule muscolari cardiache manifesta caratteristiche interessanti, da analizzare punto per punto (si veda la sezione successiva).

Il *glitch* è analogo a quello di tutte le altre cellule eccitabili: si ha una parziale ripolarizzazione, anche se, a differenza di quanto succede per le altre cellule eccitabili, vi è una stasi di circa 200 ms, intervallo necessario nel totale al cuore per pompare almeno in media 500 cc di sangue. Questa fase cruciale è gestita dagli ioni Ca^{++} , i quali, attraverso la corrente generatasi nei canali degli stessi, come effetto globale, danno la possibilità alle zone interessate del muscolo cardiaco di

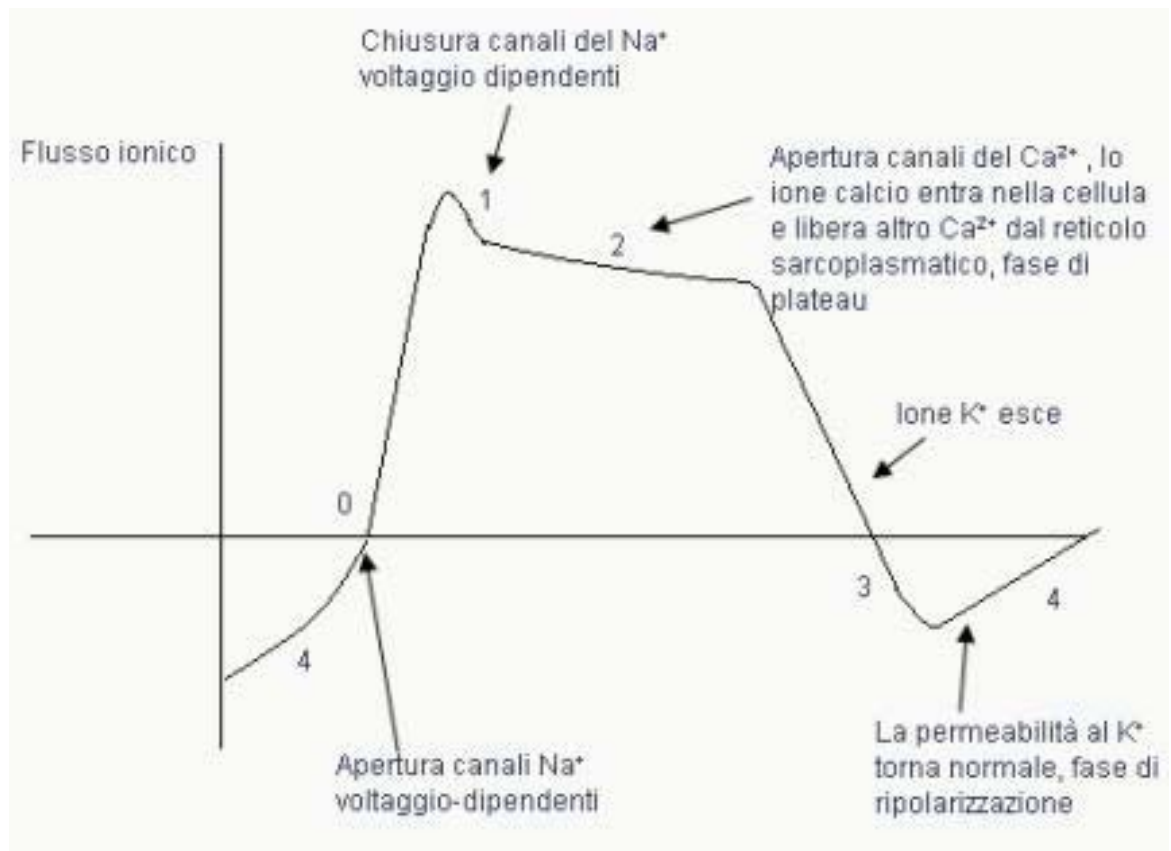


Figura 1.3: Evoluzione temporale del potenziale d'azione con relativi flussi ionici

rimanere contratte. A questo punto, grazie sempre alla pompa Na^+K^+ , vi è una ripolarizzazione della cellula ed un ritorno al potenziale di riposo.

1.2.3 Eccitazione del tessuto cardiaco

Se studiamo una cellula del cuore, possiamo notare che in essa avvengono continuamente fenomeni elettrici.

Cole e Curtis (1939) hanno studiato tali fenomeni. Essi hanno introdotto un piccolissimo elettrodo all'interno della cellula, ne hanno posto un altro sulla sua superficie esterna e hanno messo in evidenza una differenza di potenziale di circa 100mV tra i due punti. In altri termini, sulla superficie esterna e interna della membrana cellulare esiste una diversa carica elettrica, ed esattamente la superficie esterna è caricata positivamente mentre quella interna negativamente.

Il fenomeno è spiegabile se si tiene conto del fatto che la cellula espelle continuamente attraverso i canali polari (circa 9 milionesimi di millimetro) nella membrana da cui è delimitata, cariche elettriche positive, per l'esattezza degli ioni sodio (Na^+): ogni ione di sodio possiede, infatti, una carica elettrica positiva.

Le molecole aventi carica elettrica negativa, e che per questo nella cellula stanno in rapporto di stretta vicinanza con le sostanze a carica elettrica positiva come il sodio, seguono questo elemento fino alla membrana cellulare durante il processo che porta alla sua espulsione. Qui si arrestano perché, a causa del loro volume, non passano attraverso i canali nella membrana. In conclusione avremo un ammassarsi di sostanze a carica elettrica negativa sulla superficie interna della membrana cellulare.

All'esterno buona parte delle cariche elettriche espulse, anziché disperdersi nei liquidi dell'organismo, starà addossata alla superficie della membrana, attratta dallo schieramento di cariche negative che stanno all'interno. Ecco quindi spiegata la differenza di potenziale che registriamo tra le due parti. Se i nostri elettrodi invece li poniamo tutti e due sulla superficie esterna (o interna) della membrana, non registriamo alcuna differenza di potenziale, perché ogni punto della membrana è caricato nello stesso modo.

Ora stimoliamo ad un'estremità la nostra fibrocellula cardiaca, cioè ripetiamo sperimentalmente quanto avviene nel cuore durante la fase d'eccitazione elettrica (o d'attivazione). La situazione elettrica muta radicalmente. La differenza di potenziale che esisteva tra interno ed esterno della membrana si annulla rapidamente, mentre registriamo una differenza di potenziale tra i due elettrodi

posti sulla superficie esterna. Questo perché la fibrocellula non si eccita tutta nel medesimo istante; l'attivazione parte da un'estremità e giunge all'altra dopo averla attraversata in tutta la sua lunghezza e averla progressivamente eccitata.

Nella zona di fibrocellula già eccitata non esiste più differenza di carica elettrica tra la parte esterna e interna della membrana, perché le cariche elettriche positive non sono più espulse dalla cellula, cosicché le cariche negative che stavano addossate alla membrana sono neutralizzate: tra interno ed esterno della membrana si arriva così alla neutralità elettrica. Anzi, per un breve periodo di tempo l'esterno della cellula diviene negativo rispetto all'interno con una differenza di potenziale di 20-30 mV. Là dove lo stimolo non è ancora arrivato, là cioè dove la cellula è ancora allo stato di riposo, permangono invece le condizioni elettriche di cui abbiamo parlato in precedenza. Perciò tra un punto della superficie esterna della membrana della zona eccitata (non più caricato positivamente) e un punto della zona in riposo (ancora caricato positivamente) esisterà adesso una differenza di potenziale, vedi figura 1.4.

Infatti, il punto eccitato, dato che è meno ricco di cariche positive del punto non eccitato, si comporta nei riguardi di questo come negativo. Si sono creati così i presupposti perché tra zona eccitata e zona non eccitata della membrana avvenga un passaggio di corrente: è la cosiddetta «*corrente d'azione*» ed è questa che l'elettrocardiografo registra (o, per l'esattezza, il campo elettrico che essa crea).

Quando tutta la cellula è eccitata la corrente d'azione cessa, perché tutta la superficie esterna della membrana si trova nelle stesse condizioni elettriche. Dopo un certo tempo la membrana ritorna allo stato di riposo, incominciando dalla zona che si è eccitata per prima. Altra variazione della situazione elettrica quindi, con ripristino delle condizioni originarie, cioè positività della superficie esterna e negatività della superficie interna della membrana.

Durante questo processo, che è più lento del precedente, si stabilisce di nuovo passaggio di corrente tra la zona della membrana già ritornata in riposo (elettronegativa) e la zona ancora eccitata (elettronegativa rispetto alla prima). Sono questi in sintesi i fenomeni che noi registriamo sotto forma di curve con l'elettrocardiogramma. Come si vedrà in seguito, in base alla disposizione degli elettrodi esploranti, l'attività elettrica complessiva del cuore viene registrata secondo particolari derivazioni. Le più usate sono le 6 derivazioni standard, bipolari, e le 6 derivazioni precordiali, unipolari.

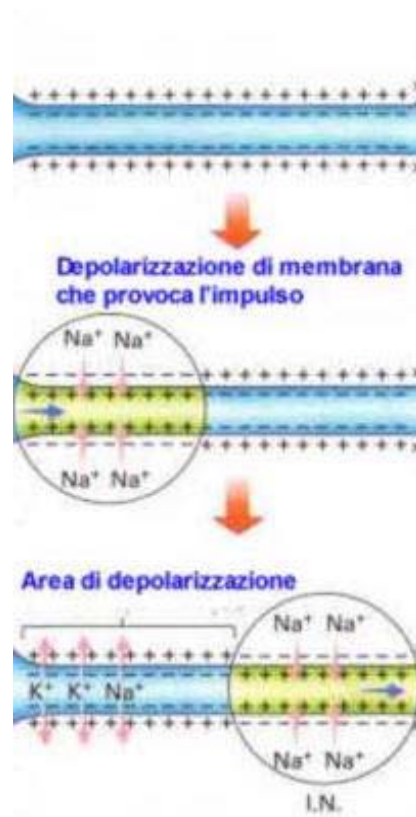


Figura 1.4: Trasmissione del potenziale d'azione su una cellula eccitabile

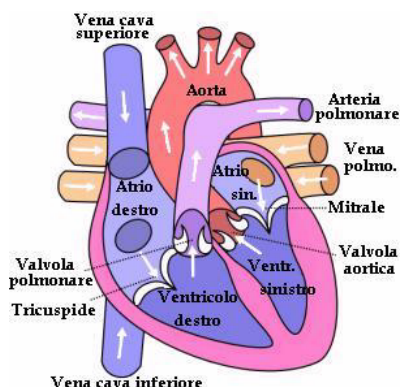


Figura 1.5: Sezione del cuore

1.3 Il cuore

Il cuore, come mostrato schematicamente in figura 1.5, posto nel torace, più precisamente nel mediastino è un organo muscolare cavo disposto in serie fra la sezione venosa e quell'arteriosa del circolo con la funzione di pompa, mediante un alternarsi di contrazioni (sistole) e rilasciamento (diastole). Internamente ha 4 cavità: 2 superiori (atrio destro e sinistro) e 2 inferiori (ventricolo destro e sinistro). Ognuno dei due atri è sovrapposto al rispettivo ventricolo, col quale comunica attraverso un foro (ostio) atrio-ventricolare. Il passaggio del sangue avviene sempre dall'atrio al ventricolo.

Il foro atrio-ventricolare destro è munito di una valvola, la tricuspide; quello sinistro di un'altra valvola, la bicuspide o mitrale. Le valvole, chiudendosi, impediscono il reflusso del sangue dal ventricolo all'atrio durante la sistole.

Allo stesso scopo servono le valvole semilunari poste tra i ventricoli e il grande vaso arterioso che da essi si dipartono: l'aorta e l'arteria polmonare. Non vi sono valvole in ingresso agli atri. L'atrio destro riceve il sangue dal corpo, lo trasferisce al ventricolo destro che lo pompa nei polmoni per ricevere ossigeno. Il sangue ritorna dai polmoni all'atrio sinistro da dove passa nel ventricolo sinistro che lo pompa nel resto del corpo.

La frequenza standard del cuore è definita a 72 battiti al minuto. Una frequenza compresa tra 60 e 100 battiti al minuto è considerata fisiologica; una frequenza inferiore ai 60 bpm viene chiamata bradicardia; una frequenza superiore ai 100 bpm è definita tachicardia. Non sempre le bradi- o tachicardie sono patologiche (ad esempio tachicardia fisiologica nell'attività fisica). Nel neonato

la frequenza arriva a 120 bpm, nel feto è ancora superiore e decresce dalla nascita fino alla pubertà con l'accrescersi dell'organismo.

1.4 L'elettrocardiogramma

1.4.1 Descrizione dei fenomeni elettrici che avvengono nel cuore

Tra gli esami strumentali, l'elettrocardiogramma riveste un ruolo insostituibile per lo studio dell'attività cardiaca.

L'elettrocardiogramma (ECG) studia i fenomeni elettrici che si determinano nel cuore; l'elettrocardiogramma quindi non studia i fenomeni contrattili muscolari, anche se questi sono condizionati dai primi.

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 autonomo che ne determina la frequenza cardiaca, quello parasimpatico riducendola e quello simpatico aumentandola.

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 periodica di frequenza fissa che può fungere da riferimento temporale. A livello biologico tale segnale è rappresentato appunto dallo stimolo che si genera nel nodo seno-atriale. Esso attraversa la muscolatura atriale, raggiunge il nodo atrio-ventricolare, da qui passa nel *fascio di Hiss* (figura 1.7) poi nelle sue branche sinistra e destra fino alle piccole diramazioni ultime che penetrano in tutto il miocardio (le *fibre del Purkinje*), come mostrato in figura 1.6.

Da queste lo stimolo si diffonde al muscolo, eccitandolo, figura 1.8. A questo punto il muscolo stimolato si contrae.

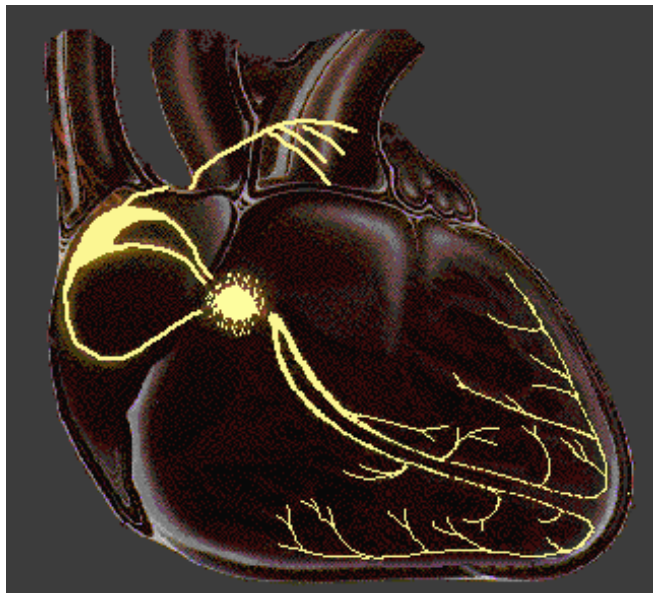


Figura 1.6: Sistema di trasmissione dell'impulso elettrico attraverso il cuore

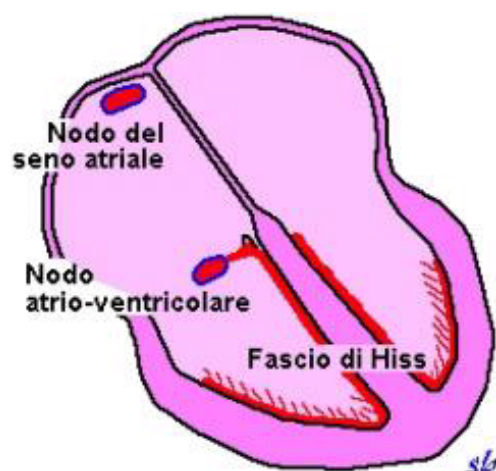


Figura 1.7: Fascio di Hiss

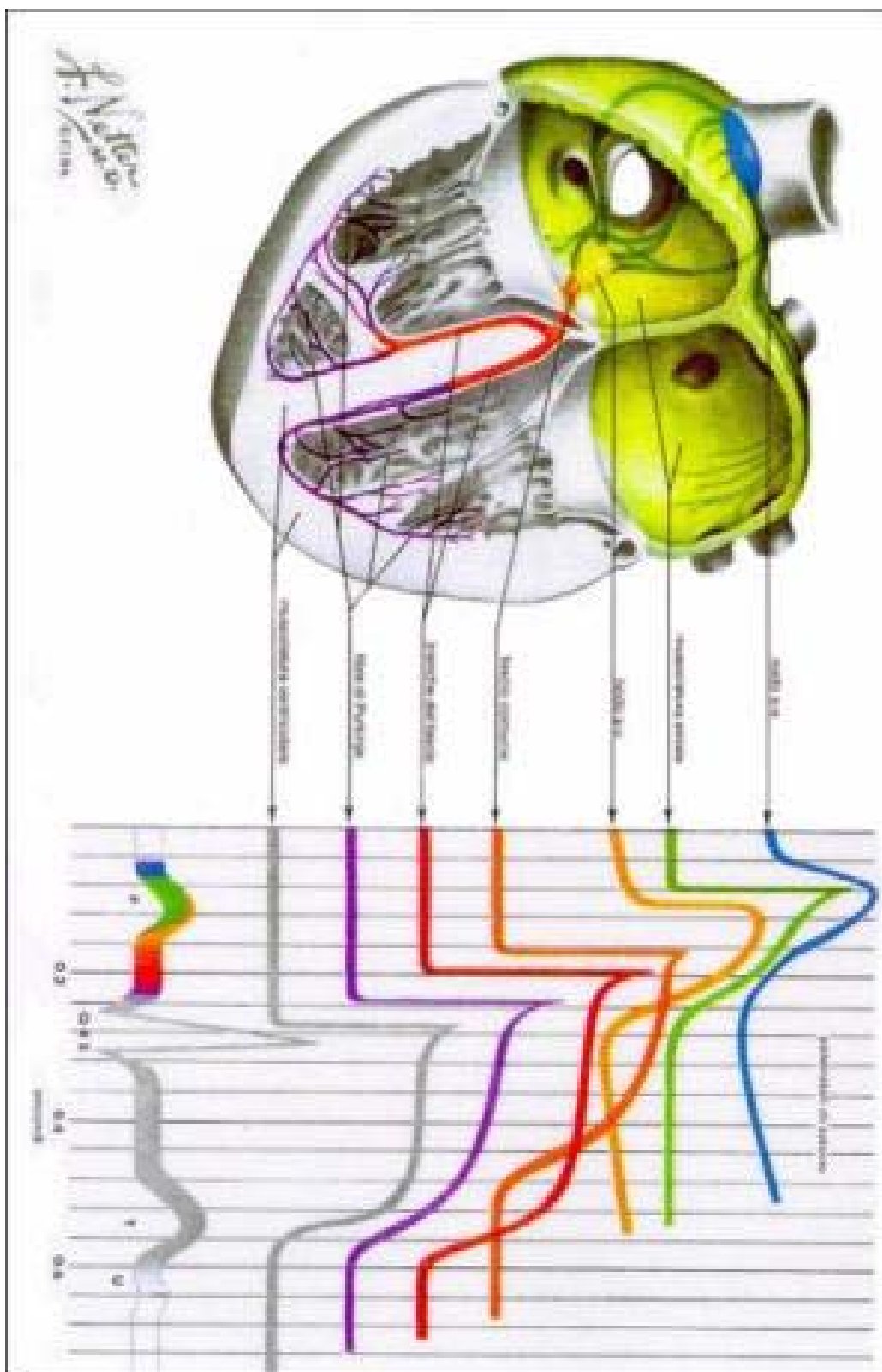


Figura 1.8: Generazione dell'impulso cardiaco attraverso le varie zone del cuore

I fenomeni elettrici che si originano nel cuore si trasmettono in tutto il corpo, il quale è un buon conduttore di elettricità. Perciò se noi poniamo degli elettrodi in corrispondenza degli arti o di un altro punto dell'organismo, vi registriamo le correnti originate dal cuore. Quando si esegue un ECG si mettono, infatti, degli elettrodi (piccole placche di metallo) ai polsi, alle caviglie e sul torace, tenendoli aderenti alla cute con una pasta adesiva, buona conduttrice di elettricità. Questi raccolgono le correnti originate nel cuore, e il loro diffondersi e le trasmettono a un apparecchio, l'elettrocardiografo, che le registra opportunamente amplificate. La metodica di registrazione è tale che l'elettrocardiografo rileva in tempi successivi varie «proiezioni» o, «derivazioni» del vettore che rappresenta l'attività elettrica cardiaca.

1.4.2 Le derivazioni

Possiamo considerare il cuore, dal punto di vista elettrico come un **dipolo**. Prendiamo una fibra miocardica, isoliamola, poniamo due elettrodi (1 e 2) all'inizio e alla fine della fibra; gli elettrodi vengono collegati ad un voltmetro per misurare la differenza di potenziale. Quando siamo in condizioni di riposo, il voltmetro non segnerà nulla: questo accade perché la fibra è isopotenziale all'esterno e non essendoci nulla a mutare questa condizione, si avranno cariche positive all'esterno e negative all'interno.

Ci sono però delle ipotesi da fare, ossia considerare il torace come un conduttore sferico omogeneo, e ritenere l'origine dei potenziali assimilabile ad un punto. A questo punto sarà sufficiente determinare il momento del dipolo, cioè il vettore diretto dalla carica negativa a quella positiva e con ampiezza data dal prodotto di una delle cariche per la loro distanza, come mostrato in figura 1.9.

Eccitiamo ora la fibra; siamo nella condizione in cui un potenziale d'azione comincia a diffondersi. Dove il potenziale d'azione si propaga, la differenza tra esterno ed interno si annulla, l'elettrodo che è posto sulla parte interessata dalla depolarizzazione leggerà un valore negativo, nonostante sia posto all'esterno della fibra. Nel nostro caso è l'elettrodo 1 che viene investito per primo dal potenziale d'azione, esso sarà negativo se confrontato con l'elettrodo 2, che sta ancora in una parte di fibra a riposo. Desumiamo che: l'elettrodo che vede il fronte d'onda avvicinarsi, diventa positivo rispetto a quello che lo vede allontanarsi. Nel caso invece in cui si pongano due elettrodi 1 e 1', perpendicolari al propagarsi

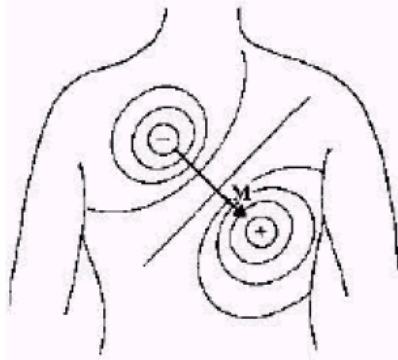


Figura 1.9: Esempio di momento elettrico cardiaco

dell'impulso, la misurazione del voltmetro sarà nulla, perché il fronte d'onda investe i due elettrodi contemporaneamente.

Possiamo usare un artificio matematico per semplificare e capire il problema: utilizziamo il vettore dipolo, che è un vettore che ha verso che va dall'elettrodo negativo al positivo, direzione parallela alla congiungente degli elettrodi e modulo proporzionale alla differenza di potenziale che si genera tra gli elettrodi. Gli elettrodi rilevano la proiezione del vettore dipolo sulla propria congiungente, di conseguenza due elettrodi paralleli al vettore misurano la differenza di potenziale massima, due elettrodi perpendicolari non misurano nulla. Chiamiamo la congiungente degli elettrodi **derivazione**.

Ad esempio avendo:

Momento del dipolo = Vettore cardiaco $M(t)$.

allora direzione, verso e ampiezza di $M(t)$ variano durante il ciclo cardiaco come evidenziato dal campo elettrico prodotto. Coppie di elettrodi in posizioni diverse danno d.d.p. diverse essendo $E(x, y, z, t)$.

Con il termine *derivazione* si intende quindi una coppia di elettrodi o il segnale da essa ottenuto.

Il modello semplificato è utile per prevedere il valore della tensione, o almeno della forma d'onda, presente in una particolare derivazione. In realtà ci sarà una costante di proporzionalità k e quindi tra la generica coppia di elettrodi, 1 e 2, sarà:

$$V_{12} = k \times \bar{M}(t) \cdot \bar{L}_{12} = k [E_x(t) l_x + E_y(t) l_y + E_z(t) l_z]$$

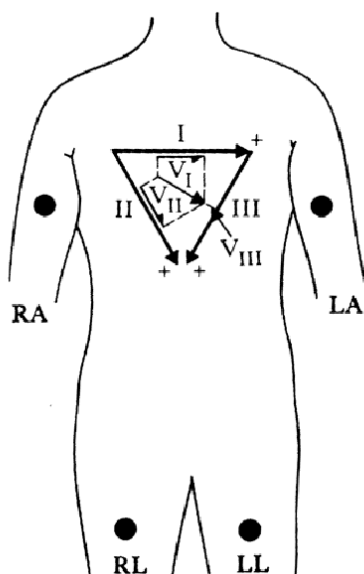


Figura 1.10: Le derivazioni cliniche.

dove \bar{L}_{12} è il versore che definisce la direzione e verso della congiungente dei due elettrodi identificandone uno come positivo e l'altro come negativo.

1.4.3 Sistema delle 12 derivazioni cliniche

In ambito clinico nel piano **frontale** (parallelo al terreno con soggetto sdraiato) sono utilizzate 6 proiezioni (vedi la figura 1.10).

Di queste 3 sono derivazioni *bipolari* periferiche e formano i vettori indicati in figura come:

I (da LA a RA), braccio sinistro – braccio destro

II (da LL a RA), gamba sinistra – braccio destro

III (da LL a LA), gamba sinistra – braccio sinistro

Normalmente la caviglia destra (RL) è messa a terra.

I 3 vettori formano un triangolo circa equilatero chiamato *triangolo di Einthoven* in onore di Willem Einthoven che sviluppò l'elettrocardiogramma nel 1901.

Le rimanenti 3 derivazioni *unipolari* sono periferiche:

VF (Foot), piede

VL (Left arm), braccio sinistro

VR (Right arm), braccio destro

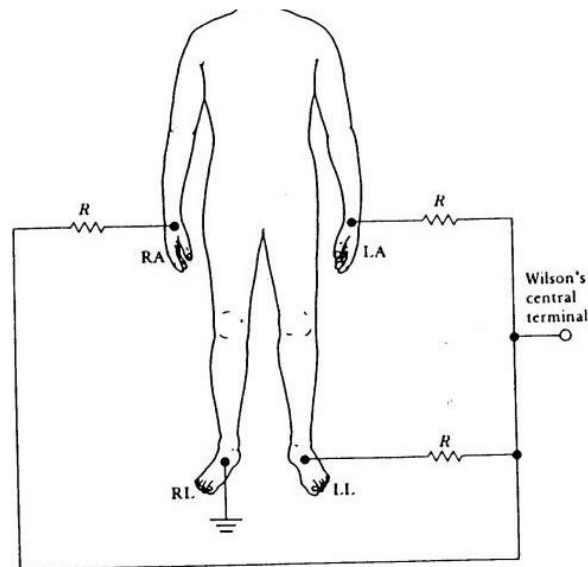


Figura 1.11: Connessione degli elettrodi al corpo umano per ottenere il terminale centrale di Wilson.

Queste ultime sono denominate unipolari, perchè rappresentano i potenziali rispetto ad un elettrodo di riferimento il cui potenziale è calcolato come media dei segnali di due o più elettrodi.

Un riferimento possibile è il terminale centrale di Wilson (vedi figura 1.11) il cui valore è dato dalla media calcolata con 3 resistenze che devono valere almeno $5M\Omega$ per minimizzare l'effetto di carico ed in cui è meglio usare dei buffer per l'interfacciamento con gli elettrodi.

Nel piano trasverso o orizzontale (parallelo al terreno al soggetto in piedi) sono utilizzate 6 proiezioni *unipolari* precordiali (toraciche) posizionate tutte vicino al cuore.

Si assume che il centro stella (*terminale di Wilson*) sia ubicato al centro del torace.

V1 e V2 registrano prevalentemente l'attività del ventricolo destro.

V4, V5, V6 quella del ventricolo sinistro.

V3 è elettrodo di transizione.

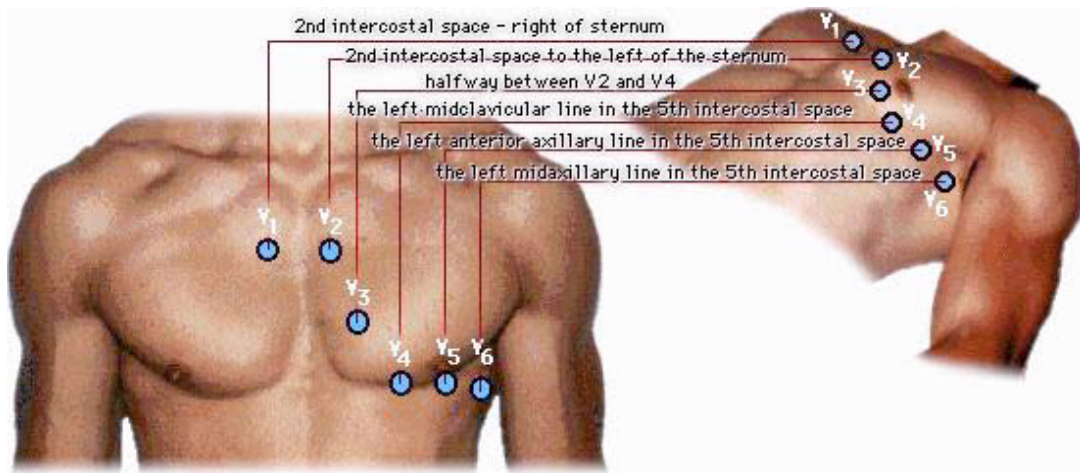


Figura 1.12: Le derivazioni toraciche.

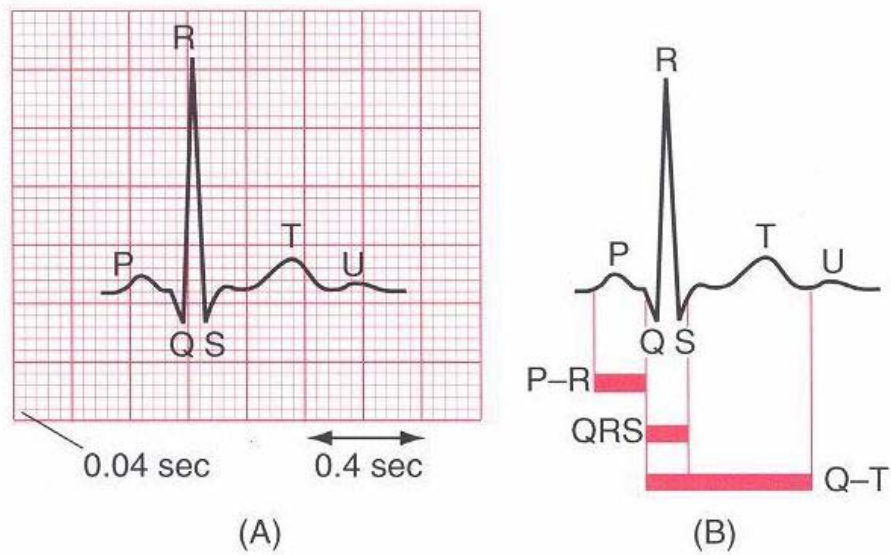


Figura 1.13: Tracciato di un elettrocardiogramma (ecg).

1.4.4 Significato del tracciato elettrocardiografico

Come si vede in figura 1.13, un tracciato elettrocardiografico è costituito da un complesso di onde, alcune positive (quelle che stanno al di sopra della linea di base, detta isoelettrica), altre negative (al di sotto della isoelettrica).

Ogni onda è la rappresentazione grafica di un fenomeno elettrico avvenuto nel cuore. L'onda **P**, la prima onda positiva, rappresenta la diffusione dello stimolo elettrico dal nodo seno-atriale, in cui si è originato, agli atri. Il tratto orizzontale, isoelettrico tra P e Q, indica il periodo che lo stimolo impiega a passare dagli atri ai ventricoli, percorrendo, come si è detto in precedenza, il sistema di conduzione. In questo frattempo nessuna parte del cuore viene eccitata: siamo quindi in una fase di riposo elettrico lo stimolo percorre la sua via di conduzione senza diffondersi alle fibre muscolari.

Il complesso di onde **Q-R-S** rappresenta la diffusione dello stimolo alla muscolatura ventricolare, cioè è provocato dall'eccitazione dei ventricoli. Il tratto S-T, anch'esso isoelettrico è la registrazione del periodo in cui i ventricoli sono completamente eccitati; in altri termini, l'eccitazione elettrica è diffusa ma statica, in questo periodo cioè nel cuore non avviene alcuna variazione elettrica.

Infine, troviamo un'ultima onda positiva, l'onda **T**, che registra la diseccitazione dei ventricoli, cioè il loro ritorno allo stato di riposo. L'onda P rappresenta la sistole elettrica atriale, il complesso Q-R-S-T la sistole elettrica ventricolare. La positività o la negatività di un'onda dipende dalla direzione che lo stimolo elettrico sta seguendo nel cuore: se la sua direzione è rivolta verso l'elettrodo esplorante, l'onda sarà positiva, in caso contrario negativa.

Per la verità, parlare di stimolo è troppo semplicistico. Dal cuore, infatti, originano varie correnti contemporaneamente e non tutte hanno la stessa direzione; se le sommiamo insieme però, elidendosi a vicenda quelle uguali e opposte, otteniamo una corrente con una direzione ben precisa. E' questa corrente che viene registrata e la sua direzione rispetto all'elettrodo ne determina la positività o la negatività.

Quale rapporto temporale esiste tra l'andamento dello stimolo elettrico nel cuore e i movimenti del muscolo cardiaco? La sistole atriale - cioè la contrazione degli atri con la quale viene mandato nei ventricoli il sangue che non vi è ancora caduto per gravità, e che avviene alla fine del periodo di rilasciamento dei ventricoli (diastole) inizia alla fine dell'onda P e si completa dopo l'inizio dell'onda R.

La contrazione dei ventricoli inizia verso la fine dell'onda R e si completa dopo la fine dell'onda T. Qui inizia il rilasciamento ventricolare che si protrae fino alla fine dell'onda P del complesso elettrocardiografico successivo, comprendendo il periodo della sistole elettrica atriale.

1.4.5 Scopo e possibili utilizzi della registrazione dell'ECG

I fenomeni patologici che colpiscono il cuore, sia i più drammatici (infarto) come i più comuni (disturbo del ritmo), creando condizioni anormali nelle fibrocellule muscolari, fanno sì che le correnti che da esse si generano durante l'attività cardiaca, differiscano in qualche modo (diverso secondo la malattia in causa) dalla norma.

Esaminando le registrazioni grafiche di queste correnti anormali si possono spesso trarre conclusioni su quanto sta avvenendo nel cuore e sul grado di gravità della malattia in corso.

Dalle consuete derivazioni ECG si possono ottenere informazioni su:

- frequenza: normale (60-90/min), tachicardia (oltre 90/min), bradicardia (<60/min);
- origine dell'eccitamento: luogo di origine (seno atriale, nodo A-V, ventricolo destro ventricolo sinistro);
- disturbi del ritmo: classificazione secondo il grado e la localizzazione in ritardo o blocco, blocco atrio-ventricolare, blocco di una branca o di rami del sistema di conduzione, associazione di più disturbi;
- posizione del cuore;
- influenze extracardiache: di tipo vegetativo, metabolico, ormonale, squilibri elettrolitici, intossicazioni, farmaci;
- disturbi primari dell'eccitamento cardiaco insufficienza coronarica, infiammazioni, anomalie congenite, traumi;
- infarto del miocardio: indicazioni circa localizzazione, estensione e decorso.



Figura 1.14: Un cardiofrequenzimetro da polso commerciale.

Va comunque sottolineato che, a parte alcune tipiche alterazioni del ritmo e della conduzione, le alterazioni dell'ECG possono fornire di regola solo indicazioni generali sui processi patologici in corso: un tracciato normale non significa necessariamente cuore sano e viceversa ci possono essere persone sane con un tracciato che presenta qualche anomalia. Per tutte queste ragioni l'ECG deve sempre essere valutato in base al quadro clinico generale.

Inoltre lo studio di un tracciato elettrocardiografico è cosa tutt'altro che semplice, anche se le poche onde che lo compongono potrebbero far pensare il contrario.

1.5 Il cardiofrequenzimetro

1.5.1 Generalità dello strumento

Il cardiofrequenzimetro è un semplice strumento, che consente di monitorare la frequenza a cui batte il cuore.

È ovvia l'importanza del cuore come indicatore dello stato istantaneo del nostro corpo: misurando il numero di battiti si può capire quanta fatica si stia affrontando e soprattutto gli effetti che questo sforzo produrrà sull'organismo.

Considerando che il cuore batte normalmente con un ritmo abbastanza costante che è quello delle attività di tutti i giorni, il ritmo si assesta ad un valore che dipende dalla forma fisica di ciascuno, e che non va confuso con la Frequenza Cardiaca (FC) a riposo che andrebbe misurata di mattina presto, prima che la giornata con tutte le sue attività prenda il sopravvento.

La frequenza cardiaca massima invece è la massima frequenza di contrazione del cuore che un individuo può raggiungere con la massima intensità fisica.

Quindi facendo attività fisica il corpo necessita di più energia e il flusso di sangue nei muscoli aumenta in proporzione. Questo avviene attraverso un convogliamento di maggiore quantità di sangue verso i muscoli che lavorano e con un aumento della gittata cardiaca. Il sistema cardiocircolatorio realizza tali adattamenti funzionali aumentando la frequenza cardiaca e dirottando il sangue nei distretti interessati. Nel corso di tali processi la pressione arteriosa viene mantenuta costante. La frequenza cardiaca varia per l'azione dei nervi che innervano il cuore e per l'azione degli ormoni circolanti (l'adrenalina che causa tachicardia e l'acetilcolina che causa bradicardia): questo costituisce il controllo estrinseco della frequenza cardiaca.

Funzionamento

Il cuore batte a frequenze basse, tra 0,4 Hz (24 bpm) e 3 Hz (180 bpm), e per la misurazione della quale si preferiscono usare i battiti al minuto per avere una misurazione più precisa senza l'uso di strumenti, ma di semplici cronometri. Di conseguenza, o si fanno misure a intervalli ampi, quindi si attua un conteggio dei battiti ogni minuto e si ha allora un battito medio, oppure si effettua una misura sull'intervallo temporale tra un impulso cardiaco e il seguente, per esempio tra due picchi successivi del complesso QRS, in questo caso si ha una misura istantanea del battito cardiaco. I metodi possono essere vari:

- contatore di picchi QRS
- frequenzimetri per bassissime frequenze
- analisi frequenziale di Fourier (FFT) del segnale ECG

Ognuno di questi tipi di misurazione ha pro e contro; il contatore ha un tempo di risposta lungo, tipicamente circa 1 minuto, tra un aggiornamento ed il successivo avendo così salti tra le letture. Il secondo necessita di alcuni accorgimenti

e tempi di risposta brevi ed una variazione con continuità delle misure; l'ultimo richiede un elevato numero di campioni per poter effettuare il calcolo delle frequenze e introduce quindi un certo ritardo nella misurazione; oltre naturalmente ad essere più complesso.

I primi due metodi di calcolo si adattano a qualunque tipo di rilevamento, come ad esempio la misura del battito nel polso e sono quindi utilizzabili anche integrati negli orologi, mentre l'ultimo tipo richiede un impulso elettrico per avere un funzionamento ottimale (e quindi degli elettrodi).

Nel nostro progetto si è optato per il secondo tipo: un frequenzimetro appositamente pensato per il range di nostro interesse. La visualizzazione della frequenza cardiaca avviene su display a sette segmenti installati direttamente sulla scheda, ma è possibile ottenere tramite l'apposita uscita il segnale da inviare a un oscilloscopio e visualizzare così un elettrocardiogramma.

Per la progettazione del cardiosfrequenzimetro si sono utilizzati come strumenti software il programma di simulazione *MicroCap 9.0* nonché il programma CAD *Eagle 5.0* per il disegno del circuito stampato.

Lo schema elettrico del circuito realizzato (mostrato nelle sezioni seguenti) è stato concepito ex-novo con i seguenti obiettivi:

- alimentazione da batteria (sia per ragioni di sicurezza che di portabilità);
- misurazione con risoluzione di 1 battito/min;
- semplicità realizzativa: utilizzo di componenti di facile reperibilità e di facile assemblaggio (quindi con package possibilmente non-SMD);

Nelle sezioni seguenti vengono illustrati dettagliatamente i tre blocchi principali del circuito: quello di acquisizione (o condizionamento), quello di elaborazione e infine quello di visualizzazione.

1.5.2 Circuito di condizionamento del segnale

Nel nostro cardiosfrequenzimetro il prelievo del segnale viene realizzato tramite tre *elettrodi di superficie*. Di questi uno deve essere utilizzato per prelevare il potenziale della gamba sinistra che verrà utilizzato come riferimento mentre gli altri due possono essere utilizzati per effettuare le derivazioni standard bipolari delle braccia, come mostrato in figura 1.15:

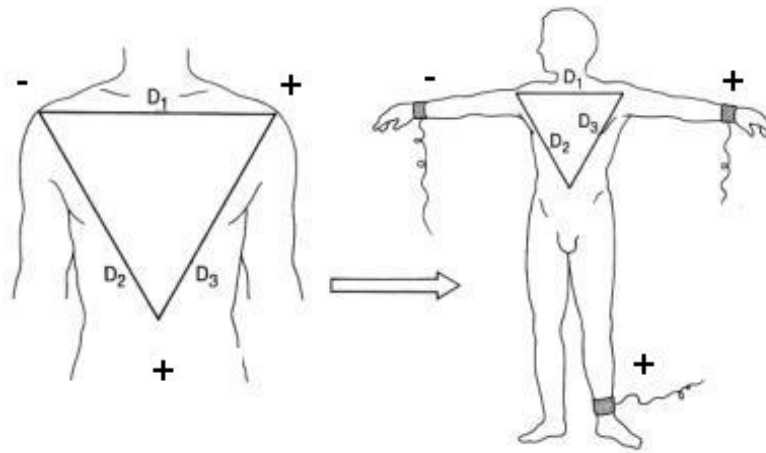


Figura 1.15: Le derivazioni biplari di Einthoven.

- DI (differenza di potenziale tra braccio sinistro e braccio destro);
- DII (differenza di potenziale tra braccio destro e gamba sinistra);
- DIII (differenza di potenziale tra gamba sinistra e braccio sinistro);

Si è quindi usata la derivazione standard di Einthoven, mentre altri tipi di derivazioni periferiche unipolari e le derivazioni precordiali non possono essere calcolate direttamente non avendo previsto nel nostro circuito analogico una parte di calcolo del terminale di riferimento di Wilson.

Per ottenere il potenziale di riferimento di Wilson si usano le derivazioni di Einthoven collegate tra di loro attraverso resistori di valore ohmico abbastanza elevato ($\geq 100 \text{ k}\Omega$), si ottiene quindi un punto comune di riferimento arbitrario.

Assodato che il potenziale elettrico generato dal muscolo cardiaco e misurato con elettrodi di superficie è di intensità molto ridotta (0.5-4 mV) è indispensabile realizzare un circuito che sia il più possibile indipendente dai disturbi e che effettui un'amplificazione di circa 1000 volte al fine di ottenere un segnale compatibile con le specifiche di ingresso degli strumenti di rappresentazione.

I disturbi di natura elettromagnetica che vanno considerati in fase di progetto sono l'interferenza proveniente dalla rete elettrica la quale introduce una componente molto intensa alla frequenza di 50Hz nel segnale che andiamo a misurare e l'interferenza proveniente in generale dall'ambiente circostante (ad esempio dalle stazioni radio).

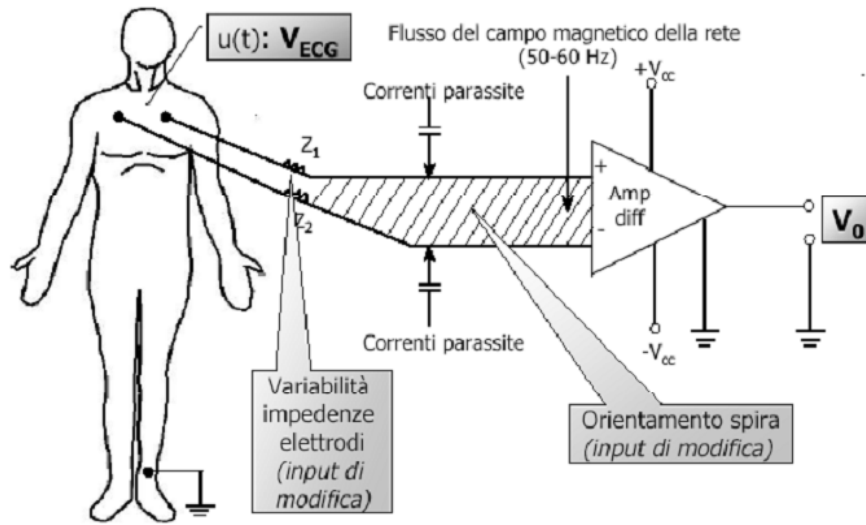


Figura 1.16: Fonti di disturbo in un sistema ECG.

Un'altro tipo di disturbo è dato dall'interfaccia strumento-organismo biologico ed in particolare dalle impedenze degli elettrodi e dal rumore che si viene a sommare al segnale.

Tutti questi problemi si sono cercati di risolvere utilizzando tecniche di compensazione e di filtraggio che sono state inserite nel circuito analogico mostrato in figura 1.17.

La prima parte del circuito contiene le sorgenti di segnale usate nella simulazione e l'amplificatore per strumentazione INA114, il quale svolge diverse funzioni:

1. Elimina i rumori di modo comune sovrapposti al segnale; ovvero nel caso si presenti un disturbo ad entrambi gli ingressi dell'amplificatore contemporaneamente e di uguale entità, esso non sarà presente sull'uscita visto che l'INA fornisce in uscita un segnale proporzionale alla *differenza* dei segnali in ingresso.
2. Avendo un'impedenza di ingresso molto alta dell'ordine di $10^{12}\Omega$ (è realizzato a JFET), riduce il trasferimento di potenza all'interfaccia tessuto-trasduttore riducendo drasticamente la corrente data dal rapporto tra la tensione dell'organismo e la somma delle impedenze dell'amplificatore e degli elettrodi.

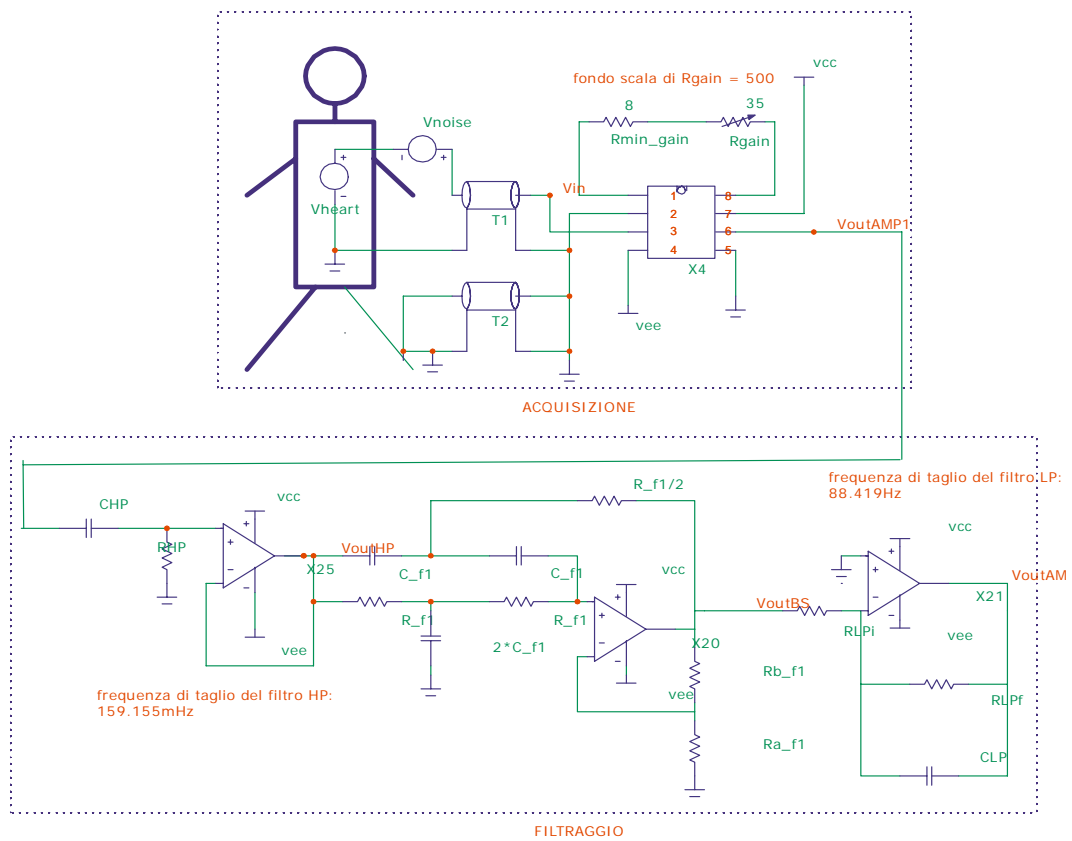


Figura 1.17: Schema elettrico usato per simulare lo stadio di acquisizione del segnale.

Inoltre la sua alta impedenza riduce la caduta di potenziale ai capi dell'elettrodo permettendo di avere in ingresso all'amplificatore una tensione molto vicina a quella generata dall'organismo.

3. Permette un guadagno in tensione variabile da 10 a $10000\frac{V}{V}$ ovvero da 20 a 80dB tramite l'uso del potenziometro R_{gain} . L'equazione che definisce il guadagno dell'amplificatore in questione è infatti:

$$G = 1 + \frac{50k\Omega}{R_{min_gain} + R_{gain}}$$

(da tale equazione si deduce anche che agendo sul potenziometro il guadagno non varia linearmente ma ciò non è importante ai nostri fini).

4. A questi valori di guadagno è caratterizzato da un CMRR elevato pari a 110dB e una banda passante di 2Mhz; inoltre essendo le frequenze del segnale molto basse non introduce rumore.

L'uscita dell'INA è quindi:

$$V_{outAMP} = G(V_{heart} + V_{noise})$$

dove V_{heart} è il generatore di impulsi usato per simulare il segnale bioelettrico prelevato tramite gli elettrodi e V_{noise} è il generatore con cui si è simulato il rumore. Si è scelto di modellare il segnale bioelettrico con degli impulsi triangolari di bassa ampiezza ($1mV$), con tempi di salita e discesa pari a $10ms$ e con livello alto di durata $100ms$; se consideriamo come frequenze cardiache il range $40 - 180 bpm$, allora detta $f_c = \frac{1}{T_c}$ la frequenza di V_{heart} è $f_c \in [0.6 - 3]Hz$ e $T_c \in [0.3 - 1.67]s$.

Il secondo stadio è quello di un filtro attivo passa-alto del prim'ordine con frequenza di taglio pari a $f_{HP} = \frac{1}{2\pi R_{HP} C_{HP}} = 160mHz$ (che elimina quindi la componente DC del segnale) seguito da un *notch* del secondo ordine implementato mediante la configurazione *Sallen-Key* (anche detta *voltage-controlled voltage source* o *a retroazione positiva*) centrato sulla frequenza di $50Hz$ (in modo da eliminare il disturbo dovuto all'alimentazione erogata sulle linee di potenza).

La funzione di trasferimento di Butterworth che il filtro deve realizzare è stata ricavata con *MATLAB*¹:

¹Usando il comando `[a,b]=butter(1,[45,55]*2*pi,'stop','s')`.

$$H_{BS}(s) = \frac{s^2 + a_2}{s^2 + b_1s + b_2} = \frac{97709}{s^2 + 62s + 97709}$$

La funzione reale implementata dal circuito è invece (vedi [1]):

$$H_{BS,\text{real}}(s) = K_{f1} \frac{s^2 + 1/(R_{f1}C_{f1})^2}{s^2 + [(4 - 2K)/(R_{f1}C_{f1})]s + 1/(R_{f1}C_{f1})^2}$$

Confrontando le due funzioni si ricava che:

$$\begin{aligned} R_{f1} &= \frac{1}{\sqrt{a_2 C_{f1}^2}} \\ \frac{R_{bf1}}{R_{af1}} &= 1 - \sqrt{\frac{b_1^2}{4b_2}} \end{aligned}$$

Fissando i valori di C_{f1} e di R_{af1} si ottengono poi i valori finali di R_{f1} e R_{bf1} . L'unica differenza che rimane fra $H_{BS}(s)$ ed $H_{BS,\text{real}}(s)$ è la costante K_{f1} che rappresenta il guadagno statico; in altri termini il filtro ha un guadagno DC non unitario e pari a:

$$K_{f1} = 2 - \sqrt{\frac{b_1^2}{4b_2}}$$

In figura 1.18 è riportata la risposta in ampiezza di tale filtro.

Il terzo amplificatore operazionale è invece usato per implementare un filtro passa-basso del primo ordine; la scelta della banda passante è stata effettuata valutando anzitutto quali sono le componenti spettrali principali del segnale di ingresso; se in una prima grezza approssimazione si considera il segnale elettrico di ingresso $x(t)$ come un treno di impulsi rettangolari di ampiezza A , durata T e periodo T_0 , allora i coefficienti normalizzati della serie di Fourier $\frac{X_k}{A}$ valgono:

$$\frac{X_k}{A} = \frac{T}{T_0} \text{sinc}\left(k \frac{T}{T_0}\right)$$

dove tipicamente $T = 200\text{ms}$ e T_0 varia fra 0.3 e 1.67s; quindi il rapporto $\frac{T}{T_0}$ varia da 0.12 – 0.66.

Per effettuare la stima dell'occupazione di banda di $x(t)$ occorre sapere quante armoniche considerare; sapendo che la potenza del segnale è:

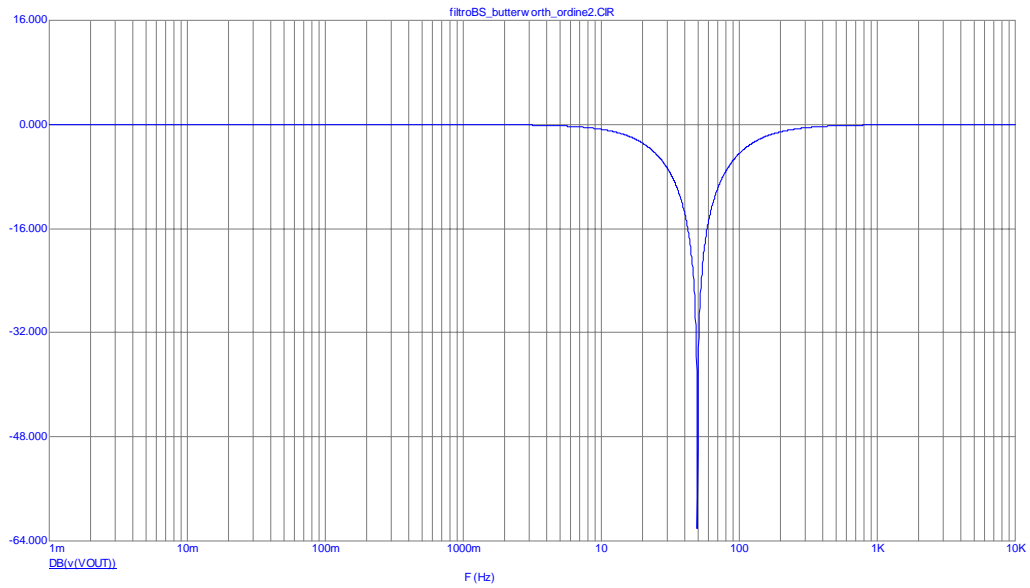


Figura 1.18: Risposta in frequenza del filtro notch a 50Hz.

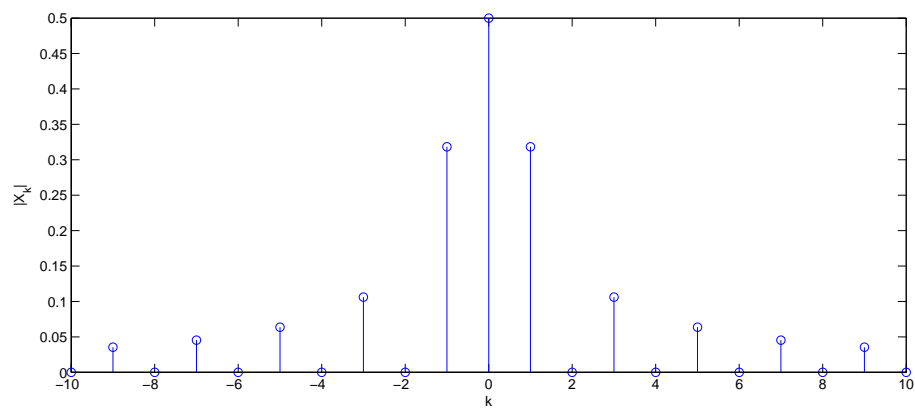


Figura 1.19: Spettro di un treno di impulsi rettangolari di ampiezza unitaria

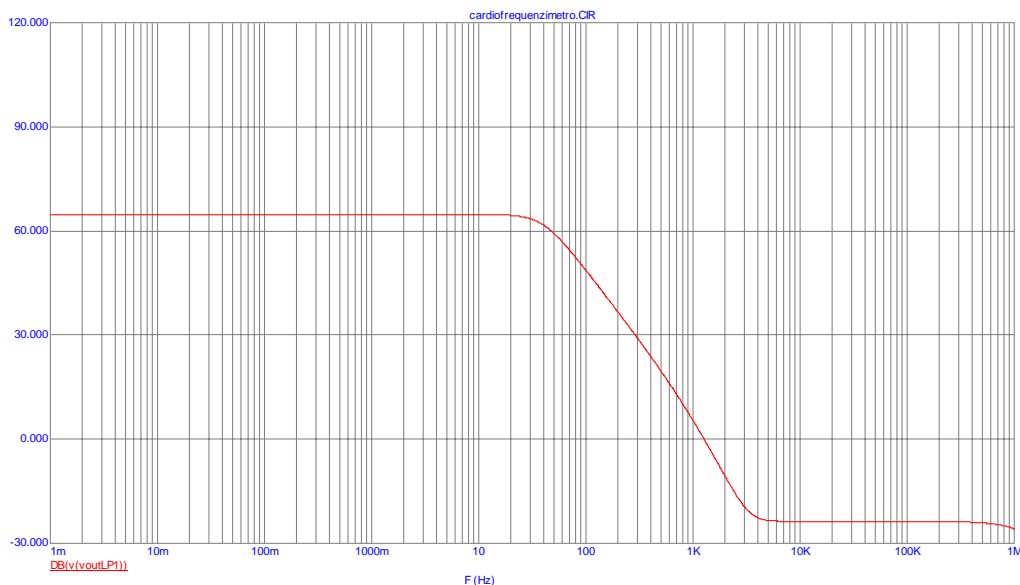


Figura 1.20: Risposta in ampiezza del primo filtro passa-basso.

$$P_x = \sum_{-\infty}^{+\infty} |X_k|^2 = A^2 \sum_{-\infty}^{+\infty} \frac{\sin^2(k \frac{T}{T_0})}{k^2}$$

si ricava numericamente che per i due estremi possibili di $\frac{T}{T_0}$, i valori di k che consentono di valutare la banda in cui è contenuta il 90% della potenza complessiva del segnale (normalizzata rispetto ad A^2) sono rispettivamente 7 e 30.

L'occupazione di banda delle prime k armoniche vale kT_0 e quindi il segnale $x(t)$ ha componenti apprezzabili stimabili nell'intervallo $[0; 2]Hz$ e $[0; 50]Hz$ a seconda della frequenza del battito cardiaco. Per evitare di distorcere il segnale cardiaco vero si è scelta una frequenza di taglio più abbondante: $f_{LP} = \frac{1}{2\pi R_{LP} C_{LP}} = 88Hz$.

In figura 1.20 è riportata la risposta in ampiezza di tale filtro.

Il segnale $V_{outAMP2}$ ripulito dal rumore è quindi pronto per essere visualizzato su un oscilloscopio (per il quale è stata prevista sul circuito un'apposita uscita) e per la misura di frequenza del battito cardiaco.

In figura 1.21 è mostrata la risposta AC complessiva del circuito.

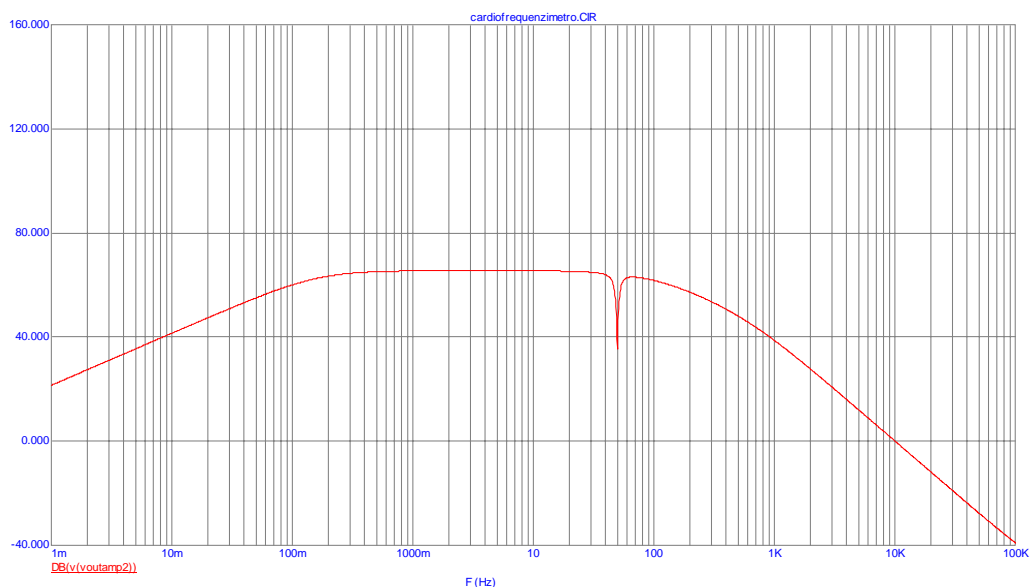


Figura 1.21: Risposta in frequenza complessiva dello stadio di acquisizione.

1.5.3 Circuito di elaborazione del segnale

In figura 1.22 è riportato il sistema di elaborazione del segnale che riceve in ingresso la tensione $V_{outAMP2}$ generata dal circuito descritto precedentemente.

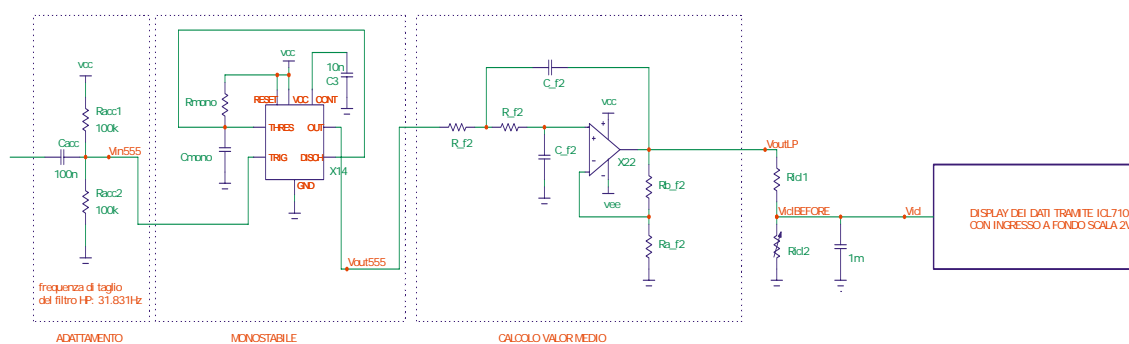


Figura 1.22: Schema elettrico dello stadio usato per simulare l'elaborazione del segnale.

A seguire il filtro c'è uno stadio di *adattamento* del segnale: lo scopo è quello di innalzarne il valor medio (tramite la capacità C_{acc} e il partitore composto da R_{acc1} e R_{acc2}) per usarlo poi come ingresso trigger per l'integrato NE555 configurato come monostabile.

In pratica, il partitore e la capacità C_{acc} formano un filtro passivo passa-alto che non lascia passare la componente DC e ne introduce una pari a $\frac{V_{cc}}{2} = 2.5V$.

In tal modo quando la tensione indicata come V_{in555} scende sotto il valore $\frac{V_{cc}}{3} = 1.67V$, l'uscita V_{out555} viene portata al valore V_H che per per la tensione di alimentazione usata in questo progetto vale circa $5V$.

La durata degli impulsi del monostabile è:

$$T_{mono} = 1.1R_{mono}C_{mono} = 297ms$$

per la costante di tempo usata in questo caso.

All'uscita del monostabile il segnale viene nuovamente filtrato passa-basso; anche in questo caso il filtro è del secondo ordine con topologia *Sallen-Key* e con funzione di trasferimento di *Butterworth* ma stavolta con una banda passante di appena $f_h = 0.15Hz$.

Per la progettazione del filtro si è nuovamente ricorso a *MATLAB* per il calcolo della funzione da approssimare²:

$$H_{LP}(s) = \frac{A_0\omega_n^2}{s^2 + 2\delta\omega_n s + \omega_n^2} = \frac{a_2}{s^2 + b_1s + b_2} = \frac{0.888}{s^2 + 1.33s + 0.888}$$

e analogamente a prima, confrontando tale funzione con quella realizzata dal circuito:

$$H_{LP,real}(s) = K_{f1} \frac{1/(R_{f1}C_{f1})^2}{s^2 + [(3 - K)/(R_{f1}C_{f1})]s + 1/(R_{f1}C_{f1})^2}$$

si sono ottenuti i valori di C_{f2} , R_{af2} , R_{f2} e R_{bf2} nonché il guadagno DC K_{f2} :

$$R_{f1} = \frac{1}{\sqrt{b_2 C_{f1}^2}}$$

$$\frac{R_{bf1}}{R_{af1}} = 2 - \frac{b_1}{\sqrt{b_2}}$$

In figura 1.23 è mostrata la risposta in frequenza di questo secondo filtro.

La scelta di una così bassa frequenza di taglio f_h è motivata dal fatto che lo stadio seguente necessita di una tensione stabile di ingresso proporzionale

²Stavolta si è usato il comando `[a,b]=butter(2,0.15*pi*2,'s')`.

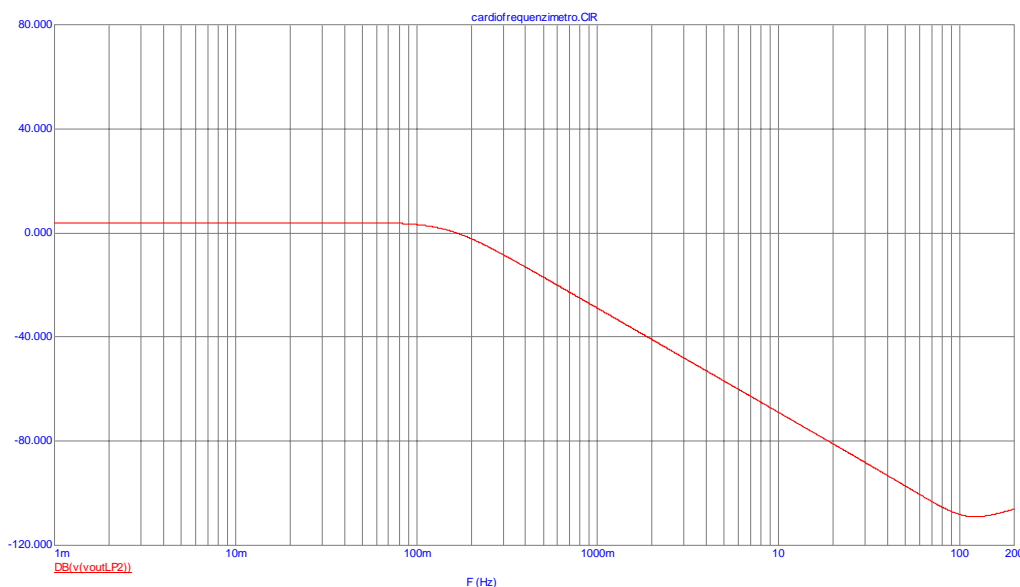


Figura 1.23: Risposta in frequenza del secondo filtro passa basso.

alla frequenza del battito cardiaco; la cascata del monostabile e del filtro passa-basso in pratica elimina tutte le componenti del segnale eccetto il valore medio temporale e costituisce dunque un convertitore frequenza-tensione.

Se si applica una certa frequenza cardiaca f_c all'ingresso del circuito e si attende un intervallo di tempo T sufficientemente lungo per permettere al filtro di raggiungere la condizione di regime, allora la tensione alla sua uscita sarà:

$$V_{outLP} \approx \langle V_{out555} \rangle = K_{f2} \frac{1}{T} \int_0^T V_{out555}(t) dt$$

poichè il numero di impulsi del monostabile in quell'intervallo T è pari a $\frac{T}{T_c} = T f_c$ e ciascuno è lungo T_{mono} e di valore V_H risulta:

$$V_{outLP} \approx K_{f2} \frac{1}{T} V_H T_{mono} T f_c = K_{f2} V_H T_{mono} f_c = K_{tot} f_c \quad (1.1)$$

dove K_{tot} è una costante di taratura del circuito. Per i valori selezionati risulta $K_{tot} = 2.1665 \frac{V}{Hz} = 0.0361 \frac{V}{bpm}$.

La frequenza di taglio f_h del filtro va però scelta con attenzione: infatti da una parte più e bassa e più precisa è l'equazione 1.1; dall'altra però più è bassa maggiore diviene il tempo di assestamento. Il tempo di assestamento dell'uscita del filtro è infatti (come per tutti i sistemi del secondo ordine):

$$T_a = \frac{3}{\delta\omega_n}$$

e poichè $\delta\omega_n \propto f_h$, risulta $T_a \propto \frac{1}{f_h}$; il tempo che impiega l'uscita del filtro a divenire stabile definisce la *reattività* del sistema ai cambiamenti sul suo ingresso. Una frequenza di taglio eccessivamente bassa rende molto stabile la tensione V_{outLP} ma comporta un ritardo ingresso-uscita eccessivo; è quindi importante considerare tale *trade-off* in fase di progettazione.

In figura 1.24 è mostrata l'evoluzione dei segnali del circuito per un segnale di ingresso di 150bpm (estremo superiore di misura): come si può vedere il segnale cardiaco simulato (V_{in} in alto) risulta di bassa intensità e affetto da rumore; lo stesso segnale è amplificato dall'INA ($V_{outAMP1}$ al centro) e poi filtrato (V_{outBS} al centro); con quest'ultimo passaggio l'interferenza dovuta al rumore diviene quasi trascurabile; il segnale è poi amplificato ulteriormente ($V_{outAMP2}$ al centro) e infine traslato ad un livello più alto (V_{in555} al centro). Gli impulsi del monostabile (V_{out555} in basso) non iniziano subito per il fatto che tutte le capacità del circuito, ed in particolar modo quella C_{acc} devono prima caricarsi adeguatamente. Nel momento in cui gli impulsi di V_{in555} scendono sotto i $2V$ ha inizio la misura; in appena $2.5s$ la tensione V_{outLP} va al valore di regime permettendo al display di stabilizzarsi così sul valore giusto.

1.5.4 Circuito di visualizzazione della frequenza cardiaca

In figura 1.25 è poi riportato lo schema elettrico alla cui base sta l'integrato ICL7107; questo componente integra un convertitore A/D e tutta la logica necessaria per visualizzare il valore della tensione in ingresso fornitagli (in questo caso la V_{icl} generata dallo stadio precedente) su 4 display a 7 segmenti (è un convertitore a 3 cifre e mezzo; con questa dicitura si intende cioè dire che sul display possono essere visualizzati numeri fra 0 e 1999). Nella nostra applicazione i display utilizzati sono però solo 3 in quanto non è necessario visualizzare i decimi di battiti al minuto.

In questo progetto l'integrato è stato impostato con un fondo scala di $2V$ e quindi complessivamente tutti i blocchi precedenti devono funzionare come un convertitore frequenza-tensione con guadagno $G = \frac{2V}{200bpm} = 10^{-2} \frac{V}{bpm} = 0.6 \frac{V}{Hz}$.

L'uscita del filtro V_{outLP2} viene a tal fine partizionata dalle resistenze R_{icl1} ed R_{icl2} :

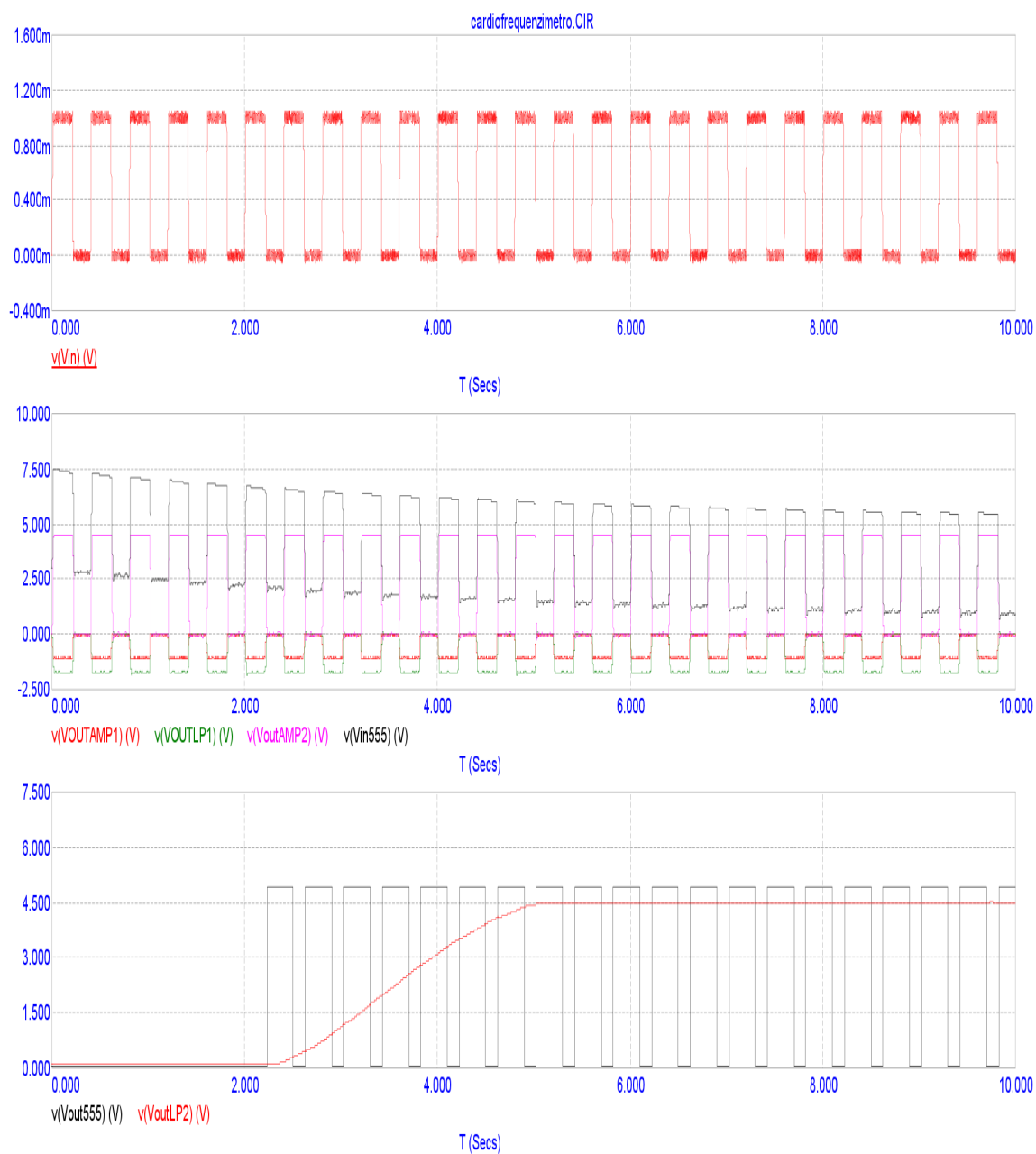


Figura 1.24: Simulazione del transitorio dall'accensione a 10s, per un battito cardiaco di 150bpm.

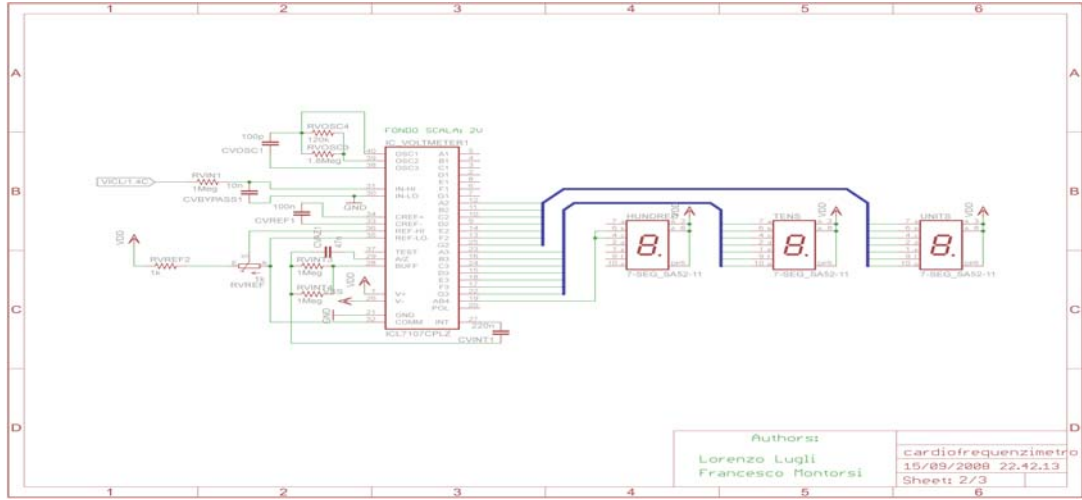


Figura 1.25: Schema elettrico dello stadio di visualizzazione della frequenza cardiaca.

$$V_{icl} = \frac{R_{icl2}}{R_{icl1} + R_{icl2}} V_{outLP2} = \frac{R_{icl2}}{R_{icl1} + R_{icl2}} K_{tot} f_c$$

Ponendo $\frac{R_{icl2}}{R_{icl1} + R_{icl2}} K_{tot} = G$ si ricava:

$$R_{icl2} = \frac{G}{1 - \frac{G}{K_{tot}}} R_{icl1} = \frac{G}{K_{tot} - G} R_{icl1}$$

Fissato quindi un valore di R_{icl1} si ottiene quello di R_{icl2} .

Risulta poi utile calcolare qual'è il ripple V_r che si può tollerare sulla tensione V_{icl} senza che vari l'ultima cifra (quella delle unità di *bpm*) del cardiosfrenquenzimetro:

$$2V \quad : \quad 200bpm = V_r \quad : \quad 1bpm$$

$$V_r = 10mV$$

Il resto del circuito è quello classico fornito nel datasheet dell'integrato; l'unica accortezza necessaria è di regolare il trimmer R_{vref} in modo da leggere una differenza di potenziale di 1V fra i pin REF-HI e REF-LO in modo da settare il fondo scala a 2V (l'ICL7107 dispone di un riferimento stabile di tensione interno che mantiene a $V_{cc} - 2,8V$ la tensione al piedino COMMON).

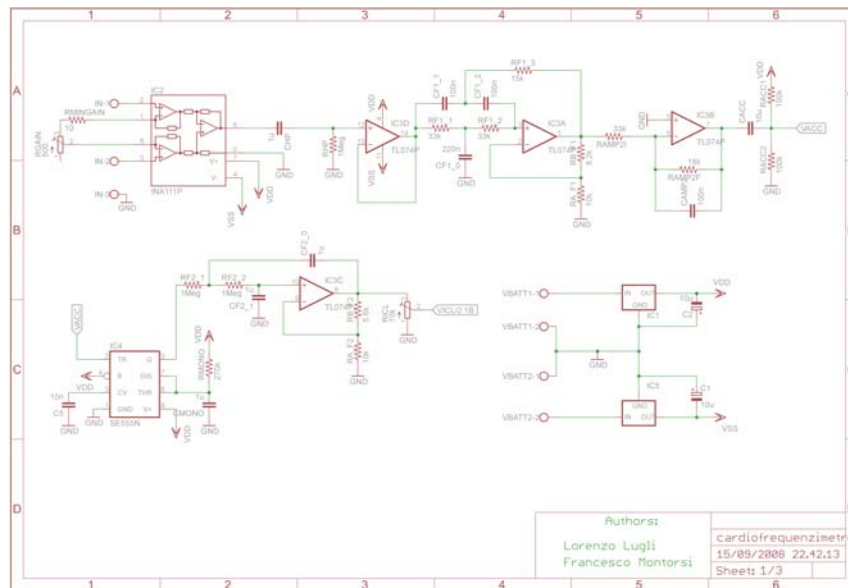


Figura 1.26: Schema elettrico del circuito di acquisizione ed elaborazione del segnale ECG nonché del circuito di alimentazione.

L'oscillatore interno ha una frequenza definita come $f_{osc} = \frac{0.45}{R_{osc}C_{osc}}$ che in questo caso vale $40kHz$ (in questo modo si ottiene la massima reiezione possibile per le frequenze di $50Hz$ e $60Hz$ - ovvero per le frequenze di rete standard).

La capacità di integrazione connessa al piedino 27 è stata scelta in modo da massimizzare la variazione di tensione all'uscita dell'integratore senza però causarne la saturazione: $C_{int} = \frac{4000 \cdot 4\mu A}{V_{int}} = 200nF \approx 220nF$.

1.5.5 Circuito di alimentazione

Il circuito di alimentazione, mostrato in figura 1.26 (che mostra anche altre parti già descritte del circuito complessivo), è molto semplice e sfrutta lo stabilizzatore LM7805 per generare, a partire da una comune batteria a 9V, la tensione di +5V; tramite l'integrato complementare LM7905 si produce poi una tensione pari a -5V (tramite una seconda batteria da 9V) e si genera quindi l'alimentazione duale necessaria alle altre parti del circuito.

Bisogna notare che l'uso di batterie invece di un alimentatore esterno rende più sicuro l'apparato, il quale altrimenti avrebbe dovuto essere isolato otticamente dagli elettrodi onde evitare rischi legati ad eventuali correnti di perdita che si sarebbero potute propagare sull'utilizzatore, con rischio per la sua salute.

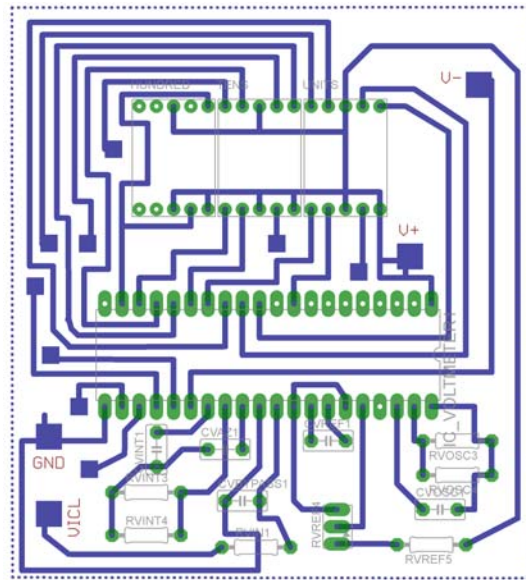


Figura 1.27: Layout del circuito di visualizzazione del battito cardiaco.

Infine la tensione di alimentazione scelta non è 9V per il semplice motivo che l'apparecchio nella pratica deve funzionare anche con batterie non perfettamente cariche e perchè lo stabilizzatore di tensione genera una caduta di tensione fissa pari a circa 1.5V.

1.5.6 Realizzazione pratica

La realizzazione pratica del prototipo è stata effettuata in parte creando un circuito stampato (per il circuito di visualizzazione; vedi figura 1.27) e in parte adottando la tecnica del wire-wrap (vedi foto del circuito completo 1.28).

1.5.7 Misure effettuate sul prototipo

Per testare il circuito si è dapprima utilizzato un generatore di funzioni (foto 1.29 e 1.30) e poi si è passati ad un segnale cardiaco vero e proprio ottenuto mediante l'uso di elettrodi monouso come mostrato in foto 1.31.

Dopo le necessarie regolazioni si è ottenuta una discreta precisione pari a $\pm 5bpm$ circa.

Nelle foto 1.32 e 1.33 è mostrato il circuito in funzione.

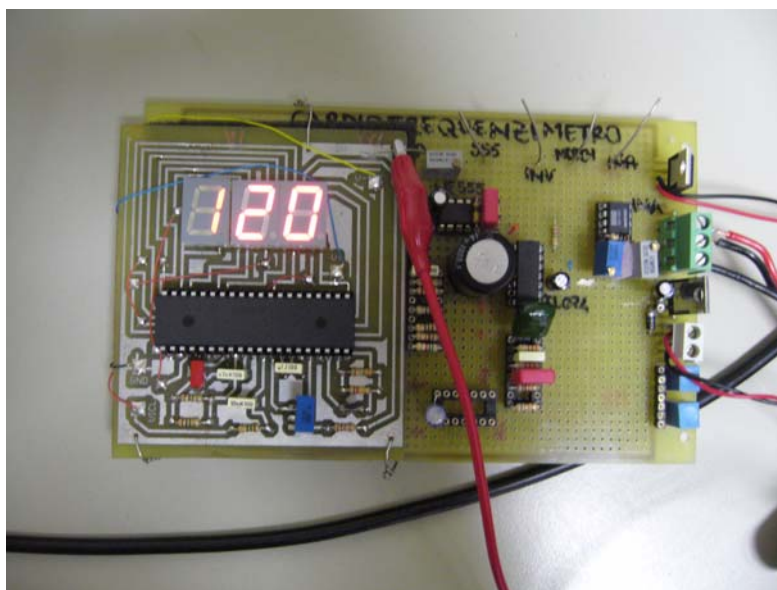


Figura 1.28: Foto del prototipo realizzato alimentato con un segnale simile a quello cardiaco a frequenza 2Hz per la taratura.

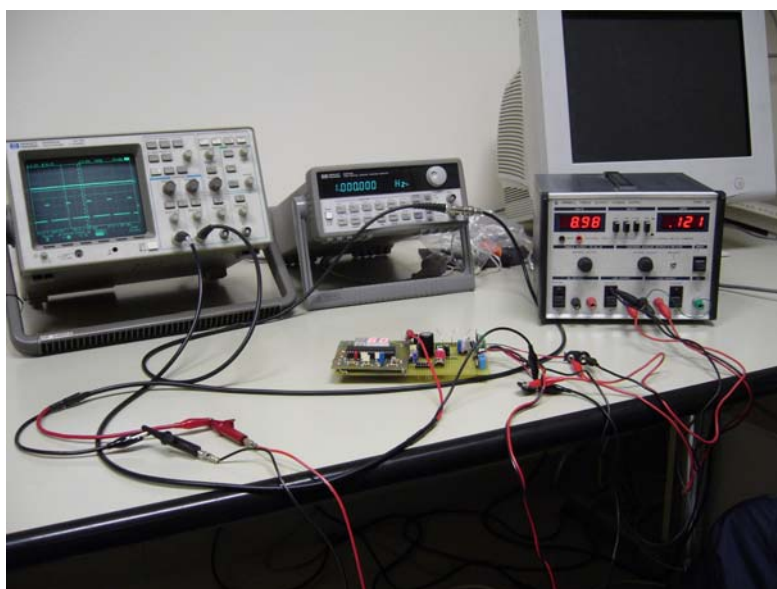


Figura 1.29: Setup per la taratura del circuito con generatore di funzioni impostato alla frequenza di 1Hz.

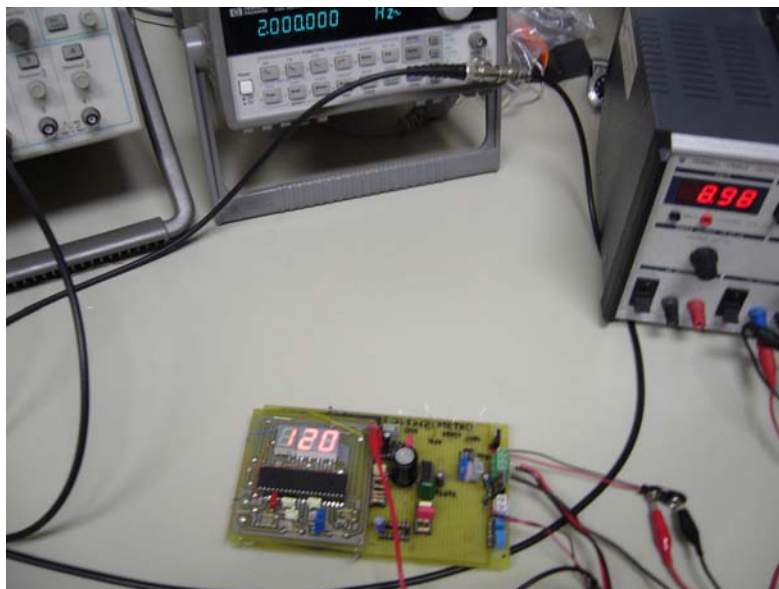


Figura 1.30: Setup per la taratura del circuito con generatore di funzioni impostato alla frequenza di 2Hz.

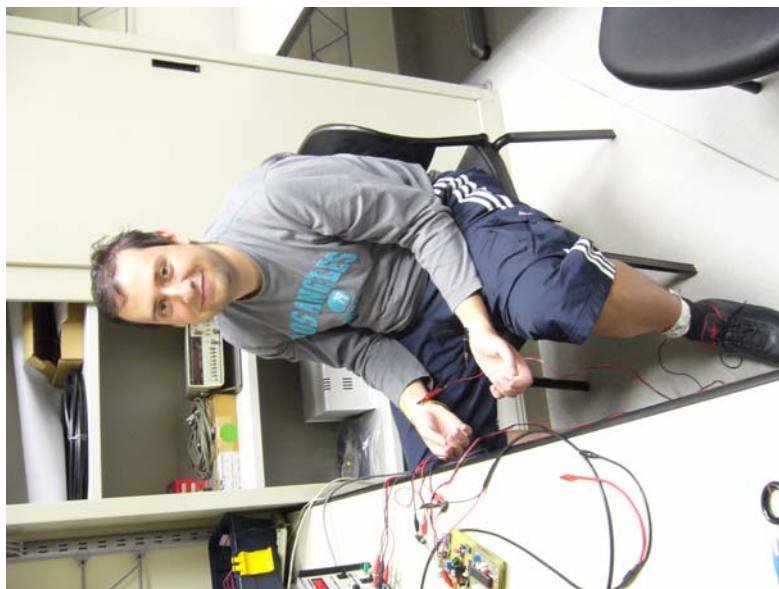


Figura 1.31: Test del circuito con un segnale cardiaco prelevato dai polsi.

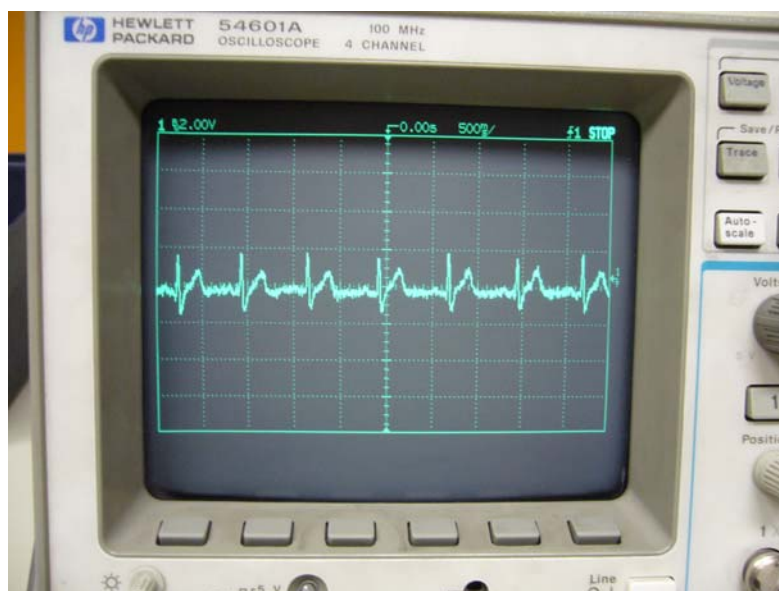


Figura 1.32: ECG rilevato dal cardiosfrenquenzimetro e mostrato mediante oscilloscopio.

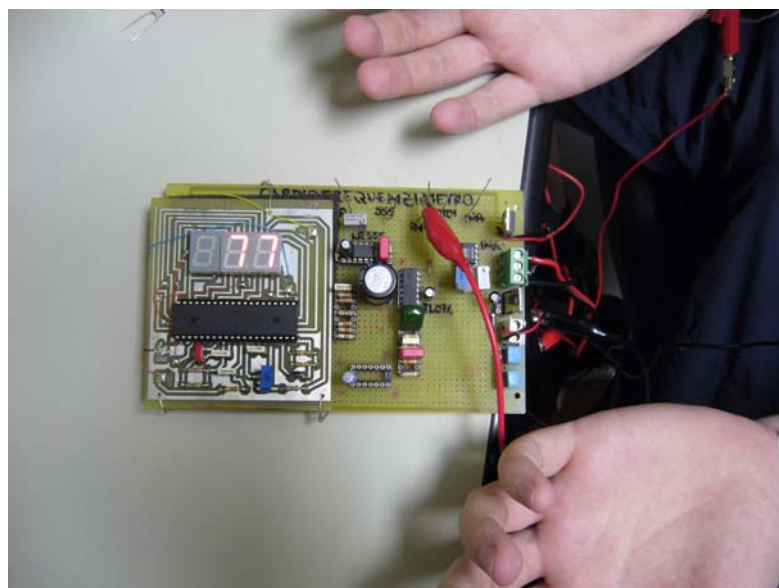


Figura 1.33: Circuito in funzione.

1.6 Conclusioni

Il circuito è stato sviluppato sulla base delle conoscenze di elettronica medica acquisite durante il corso. Le misure effettuate sul prototipo sviluppato indicano una buona precisione e quindi il progetto si può ritenere concluso con successo.

Bibliografia

- [1] Les Thede, “Practical analog and digital filter design”, 2004.
- [2] Collana a cura del settore scientifico e tecnico della Fabbri Editori – 1978 “I GRANDI TEMI DELLA MEDICINA” FABBRI EDITORI; stampato presso lo stabilimento grafico della Fabbri Editore S.p.A. Milano.
- [3] Appunti e sito (http://www.elastyc.unimore.it/fonda/ELBIOM/EL_BIOM_provvis.htm) del corso di Elettronica Medica.
- [4] Datasheet dei componenti LM7805, NE555.
- [5] Datasheet dell’amplificatore per strumentazione INA111 e degli amplificatori operazionali TL074.