



**UNIVERSITA' POLITECNICA DELLE MARCHE**

**FACOLTA' DI INGEGNERIA**

---

Corso di Laurea triennale in Ingegneria Biomedica

**Progettazione e realizzazione di un sistema analogico per l'acquisizione  
di segnali acustici cardiaci**

**Design and implementation of an analog system for the acquisition of  
heart sounds**

Relatore:

**Prof. Piva Francesco**

Tesi di Laurea di:

**Gianmarco Lorenzetti**

A.A. 2020 / 2021

# INDICE

<b>1. INTRODUZIONE</b> .....	3
1.1. FONOCARDIOGRAFIA .....	3
1.2. IL MICROFONO .....	7
1.3. LA CONNESSIONE .....	11
1.4. L'AMPLIFICATORE .....	13
<b>2. SCOPO</b> .....	16
<b>3. MATERIALI E METODI</b> .....	17
3.1. MICROFONO ELETTRICO .....	17
3.2. CONNESSIONE BILANCIATA .....	17
3.3. AMPLIFICATORE INA128 .....	18
3.4. SCHERMATURA .....	18
3.5. FILTRI .....	19
3.6. ALTRI MATERIALI.....	22
<b>4. RISULTATI</b> .....	23
4.1. SCELTA DEI COMPONENTI .....	23
4.2. PRIMO ASSEMBLAGGIO E PRIME PROVE.....	25
4.3. REALIZZAZIONE DEI FILTRI .....	28
4.4. PROVE SUL MICROFONO E SULLA CAMPANA .....	36
4.5. RIFERIMENTO DI TENSIONE .....	43
4.6. ASSEMBLAGGIO E PROVE FINALI .....	45
<b>5. DISCUSSIONE</b> .....	47
<b>6. BIBLIOGRAFIA E SITOGRAFIA</b> .....	51

# 1. INTRODUZIONE

## 1.1. FONOCARDIOGRAFIA

Il cuore è la pompa che permette alle cellule di ricevere il sangue ricco di ossigeno, necessario per il nutrimento; un suo corretto funzionamento è essenziale per la vita. Stando ai dati riportati da Who<sup>1</sup> nel 2019, le malattie cardiovascolari sono state responsabili della maggior parte delle morti presenti nel mondo, toccando quote del 32% circa. Inoltre, questo dato è in crescita, se si considera che qualche anno fa stanziava sul 30%. Ciò è dovuto sia a un aumento della vita sedentaria da parte degli esseri umani e a una popolazione terrestre più vecchia, sia alla mancanza di macchinari appropriati, atti ad aiutare il clinico nel riconoscimento delle patologie, specie nei Paesi più poveri.

Pertanto, è di primaria importanza studiare il suo comportamento e disporre delle strumentazioni adatte per effettuare corrette misurazioni che abbiano un'importante funzione diagnostica.

Un metodo per analizzare la corretta funzionalità del cuore è l'auscultazione.

L'auscultazione è un meccanismo assai datato, questo perché il metodo più semplice è utilizzare lo stetoscopio, uno strumento composto di una campana, un tubo e due cuffie. La campana viene posta sulla cassa toracica che è una superficie vibrante, in quanto il battito si propaga dal cuore ad essa, proprio come una vibrazione, e la suddetta fluttuazione sonora, poi, può essere ascoltata.

Seppur tuttora utilizzato, questo metodo ha un evidente problema: deve essere gestito da un orecchio assolutamente esperto, in grado di riconoscere anche le più deboli vibrazioni provenienti dalla campana. Infatti, l'accoppiamento del tubo, che è un mezzo di propagazione e di attenuazione, con l'orecchio umano produce una risposta in frequenza molto variabile, portando ad avere auscultazioni diverse per lo stesso

---

<sup>1</sup> World Health Organization.

paziente e, di conseguenza, andamenti diversi del segnale cardiaco, se effettuate da personale differente.

Nel corso del tempo, questo problema è stato superato con la realizzazione dello stetoscopio elettronico e del fonocardiografo, seppur inizialmente lo scetticismo verso i metodi elettronici guidava i pareri di medici e clinici, dati gli scarsi risultati che si ottenevano.

Con il miglioramento dei suddetti apparecchi si sono ottenuti risultati di qualità maggiore rispetto a quelli relativi allo stetoscopio classico, andando a rompere la riluttanza con cui il mondo medico si affacciava a questa nuova tecnologia.

L'aumento di sensibilità è dovuto principalmente alla presenza di un microfono sia nello stetoscopio elettronico che nel fonocardiografo che, connesso a un amplificatore, consente di percepire livelli molto bassi di suono, altrimenti impercettibili dall'orecchio umano con l'utilizzo dello stetoscopio tradizionale.

Il fonocardiografo, inoltre, nasce dall'esigenza di volere non solo auscultare il susseguirsi di toni cardiaci, ma di volerli registrare e di permettere la loro visualizzazione.

La fonocardiografia, quindi, è una tecnica non invasiva per l'auscultazione dei toni cardiaci attraverso un microfono, solitamente inserito in una campana di uno stetoscopio o collegato ad essa mediante un tubo, e per la successiva registrazione in un sistema di memorizzazione e visualizzazione.

Solitamente si utilizza come tecnica integrativa, non principale, infatti, se opportunamente abbinata a un elettrocardiogramma, essa consente di avere una visione completa della struttura cardiaca e di poter diagnosticare in maniera precisa eventuali patologie.

Utilizzando questa tecnica, il medico non è costretto a fare affidamento sul suo orecchio, ma può esaminare visivamente l'andamento su uno schermo, potendo contare su una qualità maggiore del segnale ottenuto.

Inoltre, esso può essere memorizzato per ampliare il quadro clinico del paziente ed effettuare confronti in visite successive, anche a distanze temporali elevate, ma anche

per creare fonocardiografi interpretativi, in grado di aiutare il medico non specialistico nella formulazione della diagnosi, se la memorizzazione viene effettuata in opportune banche dati con la relativa diagnosi descritta dal medico specializzato.

Per quanto concerne il tipo di segnale, esso è caratteristico come quello dell'ECG, perciò, permette di riconoscere prontamente la sanità del cuore.

È costituito da diversi toni, ma i principali, sempre visibili, sono due, relativi alla chiusura e all'apertura delle valvole cardiache, mentre eventuali altri toni, più deboli, possono essere indice di patologie quali soffi cardiaci, ad esempio.

Nello specifico, il segnale fonocardiografico è costituito da:

- Tono atriale: è dovuto alla vibrazione della parete ventricolare per afflusso di sangue da atrio a ventricolo, ha frequenze dai 10 Hz ai 50 Hz e precede di pochi ms il primo tono. Può significare una patologia.
- Primo tono: segue di una breve frazione il complesso QRS, cioè la depolarizzazione dei ventricoli e ha un'ampiezza variabile. Nel primo tratto la piccola vibrazione è data dalla sistole atriale sulle pareti ventricolari, nel secondo tratto la grande vibrazione è data dalla contrazione isometrica ventricolare e dalla chiusura delle valvole atrio-ventricolari, con conseguente apertura delle valvole aortica e polmonare, infine, nell'ultimo tratto c'è una vibrazione ridotta dovuta all'attrito che incontra l'onda di eiezione lungo i vasi. Ha frequenze di 30-45 Hz e durata di 50-100 ms.
- Silenzio sistolico: durante l'onda T.
- Secondo tono: presente subito dopo l'onda T a una distanza non fissa, dovuto alla chiusura delle valvole semilunari e all'apertura di quelle atrio-ventricolari (mitrale e tricuspide). Ha frequenze di 50-70 Hz e durata di 25-50 ms. L'ampiezza confrontata con il primo tono dipende da dove si sceglie la zona di auscultazione.
- Silenzio diastolico.
- Terzo tono: rappresenta i rumori dovuti al rapido riempimento ventricolare, è una modificazione patologica del silenzio diastolico per pazienti sopra i 40 anni,

altrimenti è fisiologico nei bambini e nei giovani adulti. Solitamente avviene pochi ms dopo il secondo tono e ha frequenze sotto i 30 Hz.

Il contenuto in frequenza, dunque, rimane in un range ristretto (sotto ai 100 Hz), tuttavia il fonocardiografo ha lo scopo anche di riconoscere tutti i cosiddetti mormorii cardiaci, un tipo di segnale casuale e rumoroso rispetto alla specificità dei toni sopra elencati che ha componenti in frequenza ben maggiori, tanto da portare lo spettro a frequenze sopra i 1000 Hz.

Per avere un quadro completo è necessario comprendere anche quelle frequenze, in modo da riconoscere eventuali malattie e/o soffi.

Le alterazioni del segnale caratteristico possono essere diverse come un aumento dell'ampiezza del primo tono e una diminuzione di quella del secondo tono nella tachicardia, uno sdoppiamento delle vibrazioni del primo tono in un blocco atrio-ventricolare, un'assenza della parte iniziale del primo tono, detta presistolica, nella fibrillazione atriale o vibrazioni dovute alla presenza di soffi cardiaci ad esempio.

Se c'è un malfunzionamento di una valvola, oltre a creare deformazioni nei due toni principali, è possibile notare i già menzionati mormorii, dovuti alle seguenti cause:

- Un restringimento della valvola potrebbe aumentare la velocità del flusso sanguigno, come prodotto di un aumento di pressione, rendendolo turbolento. È il caso delle stenosi, aortica e mitrale.
- Un rigurgito, conseguenza della chiusura incompleta della valvola, quindi, una parte di sangue ritorna indietro.
- Una piccola apertura nel setto che divide le due cavità cardiache e che consente il passaggio di sangue.

Un esempio illustrativo di queste problematiche può essere visionato nella figura 1.

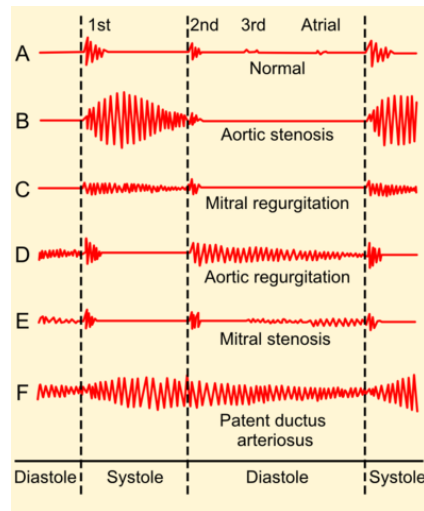


Figura 1. Differenti tracciati di toni cardiaci.

## 1.2. IL MICROFONO

Al fine di avere un tracciato il più pulito possibile e un buon livello di segnale, è necessario soffermarsi su un'accurata scelta delle componenti del fonocardiografo.

Le scelte principali, a livello audio, per la realizzazione del miglior sistema di acquisizione riguardano: il tipo di microfono utilizzato, il tipo di connessione e il preamplificatore.

Soffermandoci al microfono, ne esistono vari tipi con caratteristiche diverse e alcune peculiarità, ma qui saranno trattati: a carbone, dinamico e a condensatore.

Il microfono a carbone è un elemento piezoresistivo che sfrutta le proprietà chimico-fisiche del carbone per creare una variazione di resistenza che genera una corrente che è il segnale in uscita dal microfono.

La capsula è composta di due piastre metalliche, di cui una è il diaframma e può flettersi in seguito all'arrivo dell'onda sonora. All'interno delle due piastre vi sono granuli di carbone, che, appena compresso dalla vibrazione del diaframma, induce una variazione di resistenza che, a sua volta, produrrà una corrente variabile, riproduzione del segnale audio.

È un sistema che necessita di alimentazione, la quale può essere fornita da batteria o tramite la linea telefonica; questi microfoni, infatti, erano presenti nei telefoni fissi precedenti.

La sensibilità è alta, ma anche il rumore: la corrente in ingresso trasdotta produce un aumento del segnale rumoroso. Il vantaggio era che questa tipologia conteneva già uno stadio amplificante, consentendo il suo utilizzo senza l'accoppiamento con un circuito integrato per amplificare il livello di audio. Ora l'accesso facile e poco dispendioso in termini economici ad amplificatori e componenti per realizzare i circuiti, lo hanno sostituito con le capsule elettretiche.

Il microfono dinamico contiene una capsula in cui si trova il diaframma e una bobina mobile immersa in un campo magnetico. Quando il diaframma vibra, la bobina mobile inizierà a muoversi all'interno del campo magnetico permanente in cui si trova, generando una corrente indotta e una tensione variabile ai suoi capi. Questa tensione rappresenta il segnale sonoro.

Queste capsule hanno bassa impedenza (150-300 Ohm), per questo utilizzano un trasformatore al loro interno per tradurla in quella richiesta dal preamplificatore. Inoltre, sono molto robuste e sopportano un buon SPL<sup>2</sup>, rendendo questo trasduttore molto adatto in ambito musicale per i concerti dal vivo. Gli altri vantaggi sono: ha un basso rumore e non necessita di alimentazione.

Due però sono le sue problematiche: la capsula ha una bassa sensibilità, dato il suo esteso range applicativo e anche una risposta in frequenza non così larga come quella del microfono a condensatore.

La tipologia più diffusa di microfoni è quella a condensatore, una capsula che sfrutta il movimento di una piastra metallica rispetto all'altra armatura fissa del capacitore per generare una variazione di capacità che a cascata produrrà una tensione variabile, cioè il segnale audio desiderato.

La capsula come già detto contiene due armature, delle quali una è una membrana metallica, detta diaframma, posta in tensione e libera di vibrare, mentre la seconda

---

<sup>2</sup> Livello di pressione sonora, espressa in dB.



viene detta contropiatto e può contenere fori. Quando un'onda acustica raggiunge il diaframma, questo vibra, generando uno spostamento del volume d'aria rispetto alla parte fissa, ovvero il contropiatto. Questo spostamento provoca perdite viscosche che vengono ridotte proprio dalla presenza dei fori nel contropiatto. La variazione creata produrrà una tensione variabile, man mano che la membrana diaframmatica è in vibrazione. Questo microfono, inoltre, ha uno sfiato, cioè una presa di pressione - anche nel tipo dinamico si può trovare - che ha il compito di mantenere stabile la pressione atmosferica all'interno del microfono, di modo che fluttuazioni esterne della medesima pressione non saranno percepite dal diaframma. Il microfono, infatti, compie una misura relativa alla specifica pressione atmosferica a cui è soggetto.



*Figura 2. Capsula interna di un microfono a condensatore.*

La sensibilità, rapporto tra tensione in uscita e pressione sonora, dipende dalla forza di tensione a cui è posto il diaframma, dalle sue dimensioni e dalla sua rigidità e, per aumentarla, occorrerà utilizzare una membrana con un elevato raggio, una tensione relativamente bassa e una costante elastica ridotta. Però, nella scelta del microfono, ci si dovrà adattare a compromessi, per esempio optando per una capsula con un diaframma con rigidità più alta e una buona tensione se si vorrà avere un aumento di robustezza.

Questo tipo di trasduttore è molto sensibile e consente di avere anche un ampio range di risposta in frequenza. Sopporta buoni livelli di pressione sonora, sicuramente non paragonabili a quelli della tipologia dinamica.

Parallelamente, non è molto robusto e necessita di alimentazione; solitamente si utilizza una Phantom Power da 48 V.

Sarebbe un microfono con uscita ad alta impedenza, se non fosse che contiene al suo interno un adattatore di impedenza, anch'esso da alimentare esternamente (si può usare l'alimentazione Phantom), che permette di mantenerla bassa, sui 300 Ohm circa.

Una branca dei microfoni a condensatore è quella degli elettretre, che sarà trattata in maniera leggermente più approfondita nel capitolo *Risultati*.

Il microfono a elettrete prende il nome dal materiale dielettrico di una piastra del condensatore presente nella capsula del trasduttore.

L'elettrete è un materiale con una carica elettrica quasi permanente, quindi in grado di contenere sia al suo interno che al suo esterno un campo elettrostatico stabile; grazie alla stabilità chimica del materiale, questo tipo di elemento può conservare la carica per centinaia di anni. Solitamente si utilizzano plastiche o cere liquide che vengono fatte raffreddare in un forte campo elettrico. Un esempio pratico è l'utilizzo del PTFE, comunemente chiamato Teflon.

La peculiarità di questo strumento è di funzionare anche senza alimentazione, data la presenza di questo materiale particolare.

Un tempo l'elettrete veniva utilizzato per la costruzione del diaframma, cioè la piastra mobile del condensatore, ma ormai questo metodo è superato a causa della scarsa durata della pre-polarizzazione e si preferisce usare il dielettrico nella parte fissa, cioè l'armatura di supporto. Questa configurazione prende il nome di *back electret*.

Il funzionamento è il medesimo della tipologia a condensatore, essendo anche quest'ultimo composto di un supporto e di un diaframma capace di vibrare e, quindi, sviluppare una capacità e, di conseguenza, una tensione variabile.

Negli ultimi anni si sono diffusi anche i microfoni MEMS che hanno proprietà simili a quelle di questi due ultimi, se non migliori dal punto di vista delle dimensioni e della reiezione del disturbo elettrico e di quello dovuto alle vibrazioni meccaniche.

Per ora, però, l'elettrete non viene destituito: questo trasduttore è adatto e flessibile per i più disparati circuiti audio analogici per la presenza di fili, pin, pad di saldatura. Inoltre, questo sistema offre una buona protezione da umidità e polvere.

### 1.3. LA CONNESSIONE

La seconda scelta per avere un buon sistema di acquisizione audio ricade sulla tipologia di connessione da realizzare che incide notevolmente sulla reiezione del rumore, sia esterno che interno.

Qui verranno analizzate la connessione bilanciata e quella sbilanciata.

Per quanto si possano utilizzare le più svariate prevenzioni per rifiutare a priori il rumore, esso entrerà comunque nel sistema e si sommerà al segnale utile ogni qual volta quest'ultimo attraverserà le apparecchiature e i cavi.

È necessario distinguere due tipi di rumore: il rumore bianco, definito anche 'the eternal hiss' (l'eterno sibillio) che va accettato (naturalmente in quantità ridotte, altrimenti significa che c'è un malfunzionamento) e il rumore di fondo, meno accettabile e che può essere quanto meno ridotto con una buona connessione.

Il rumore di fondo ha provenienze diverse e può entrare a disturbo del segnale per tre vie: accoppiamento elettrostatico (se non è stata fatta una buona schermatura del cavo, allora entra nelle capacità parassite), accoppiamento magnetico o differenze di tensione di terra tra componenti. Di quest'ultima via, la causa più comune è la connessione di un sistema a due diverse masse che non sono allo stesso potenziale.

Per trasferire tensione lungo la linea, rifiutando il rumore, sopra descritto, si utilizza una connessione, detta bilanciata. Il nome non giustifica tanto una simmetria all'interno del circuito, quanto un'uguaglianza tra le due vie che sarà presto enunciata.

Una linea bilanciata è composta di tre cavi: un 'hot' (+), dove passa il segnale, un 'cold' (-), dove il segnale viene fatto attraversare invertendo la polarità; pertanto, esso si troverà in opposizione di fase rispetto al 'caldo', e un 'ground', cioè la massa. Hot e cold sono avvolti in una maglia che funge da massa e ha lo scopo di schermare il segnale da disturbi esterni; perciò, se essa viene realizzata accuratamente, già buona parte del rumore sarà rifiutato.

Per poter rifiutare il rumore, esso deve essere di modo comune, deve cioè influenzare entrambi i cavi in egual modo. Per questo si è parlato di uguaglianza: i conduttori e i

circuiti ad essi collegati devono avere la stessa impedenza verso terra e verso gli altri conduttori. Garantendo l'uguaglianza tra le impedenze, il segnale rumoroso che entrerà, sarà in fase in entrambi i conduttori, prendendo il nome di *modo comune*.

Questo significa che, sommando le onde, il segnale utile sarà in controfase nel cold rispetto all'hot, mentre il segnale rumoroso sarà in fase appunto.

Per eliminare quest'ultima componente occorre collegare un amplificatore che, dati gli ingressi a polarità opposta, dunque con una differenza di potenziale netta, viene definito *differenziale*. L'amplificatore, come prima operazione, attua una semplice inversione di fase sul cold, ritrovando così esattamente lo stesso segnale dell'hot - in fase -, mentre il rumore andrà in opposizione di fase rispetto al caldo. La seconda operazione sarà invece una somma, pertanto in uscita risulterà esserci esclusivamente il segnale originale amplificato, dato che il rumore si è annullato.

I requisiti sono:

- avere una bassa impedenza alla sorgente per rendere il segnale robusto contro la diafonia capacitiva, ma questo è soddisfabile utilizzando un microfono a elettrete con adattatore di impedenza o FET;
- avere invece un amplificatore con un'alta impedenza di ingresso e un alto CMRR<sup>3</sup>;
- realizzare circuiti tarati con estrema precisione e accuratezza, utilizzando resistenze con le stesse caratteristiche (tolleranza, dipendenza dalla temperatura, adatte alle frequenze del campo di misura della fonocardiografia...).

Specialmente quest'ultimo requisito richiede estrema attenzione, infatti, è sufficiente una semplice variazione di impedenza per far sì che il rumore entrante nel circuito non possa più essere definito di modo comune e, quindi, non può essere annullato.

---

<sup>3</sup> Rapporto di reiezione di modo comune: indica il rapporto tra guadagno differenziale dell'amplificatore e il guadagno di modo comune, espresso in dB.

Una rete sbilanciata, invece, ha solo due cavi: uno di trasmissione del segnale (hot) e, uno che fa da massa. Anche in questo caso, la massa è collegata alla schermatura del cavo, una maglia che aumenta la robustezza e funge da gabbia di Faraday.

Di conseguenza, una linea è posta a terra e avrà impedenza pari a zero, mentre l'altra rappresenta la conduzione del segnale e l'avrà diversa da 0.

Questa differenza di impedenza rende questa connessione inadatta per la reiezione del disturbo di modo comune e può essere utilizzata solo per tratti brevi (meno probabilità di entrare in contatto con componenti rumorose) e con una ottima schermatura.

In conclusione, i vantaggi di una connessione bilanciata risiedono nella caratteristica di eliminare il rumore di fondo di modo comune che si somma al segnale durante l'attraversamento di cavi e circuiti e avere 6 dB in più di livello di segnale sulla linea, contribuendo a renderla una connessione adatta per trasmissioni medio-lunghe.

Gli svantaggi, invece, sono l'improbabilità di protezione contro l'ingresso RF e il costo dovuto all'utilizzo di più componenti. Per la nostra applicazione, comunque, il costo si mantiene basso anche optando per la linea bilanciata.

La linea sbilanciata, dunque, si può utilizzare solo per tratti molto brevi con una schermatura efficace, di modo che il rumore bloccato dalla maglia schermante sia sufficiente, in quei sistemi in cui non sono richieste alte prestazioni o che già hanno un elevato SNR<sup>4</sup>.

## 1.4. L'AMPLIFICATORE

La terza scelta da analizzare è il tipo di amplificatore da utilizzare.

Un amplificatore è uno specifico sistema che ha lo scopo di aumentare il livello di segnale in ingresso, producendo un segnale amplificato in uscita. Questo perché, seppur nella capsula microfonica potrebbe essere presente un FET, nel caso dell'elettretto, che regola il livello di corrente in base alla tensione presente tra gate e

---

<sup>4</sup> Rapporto tra l'ampiezza del segnale utile e l'ampiezza del rumore, espresso in dB.

source o un adattatore di impedenza, negli altri casi, rappresentando un primo stadio di amplificazione, essi producono comunque un segnale di ridotta ampiezza in uscita dal microfono non sufficiente.

Nel caso di una connessione bilanciata è necessario l'uso di un amplificatore differenziale, cioè che prelevi in ingresso la differenza di potenziale tra le due linee e abbia un'unica uscita. Solitamente si creano circuiti composti di amplificatori operazionali e di resistori.

Le specifiche adatte nel campo della misurazione sono le seguenti:

- deve avere un guadagno stabile nel range di frequenza applicativo e selezionabile;
- avere un elevato CMRR;
- avere un basso livello di rumore;
- alta impedenza di ingresso (seppure sarà abbassata per abbinarla all'impedenza in uscita dal microfono, ma la scelta dell'amplificatore ad alta impedenza di ingresso permette una duttilità maggiore);
- bassa impedenza di uscita;
- supportare un'alimentazione di 9 V;
- avere una risposta in frequenza ampia che coincida o sia maggiore con la banda di mio interesse.

Questa lista di caratteristiche è prerogativa di un particolare tipo di amplificatori, quelli di strumentazione.

Gli amplificatori di strumentazione moderni sono circuiti composti di resistori e OP-AMP<sup>5</sup>. Essi, infatti, occupano minore spazio e sono compatti rispetto a un circuito integrato realizzato a mano, permettono di avere altissimi valori di CMRR (enunciato in precedenza, fondamentale per l'eliminazione del rumore di fondo), solitamente hanno alte impedenze di ingresso e bassa impedenza di uscita e, infine, hanno un guadagno stabile.

---

<sup>5</sup> Amplificatori operazionali.

Il guadagno, inoltre, rappresentato da una resistenza, può essere regolabile mediante l'utilizzo di un potenziometro.

Un amplificatore di strumentazione è, solitamente, composto di un amplificatore differenziale bufferizzato con tre resistori che collegano insieme i due circuiti buffer d'impedenza, vedi figura 3.

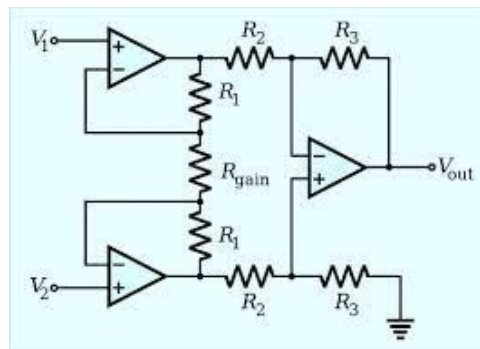


Figura 3. Schema di un amplificatore da strumentazione.

Nei due rami in retroazione non si assorbe corrente, pertanto quella in uscita dai buffer passerà per entrambe le R1 e farà registrare una caduta di tensione su Rgain. Da qui la tensione raggiunge i due ingressi dell'OP-AMP che amplifica il segnale e lo invierà all'uscita. Variando i valori delle resistenze e di Rgain si ottiene un guadagno diverso. Il caso limite, cioè guadagno pari a 1, si ha uguagliando tutte le resistenze.

Come predetto, l'impedenza di ingresso è alta, perciò i buffer hanno l'esatto scopo di abbinare i valori di impedenza su V1 e V2 a quelli del differenziale al centro. Inoltre, nella figura 3 il valore di riferimento è 0, cioè la terra, ma con appropriati circuiti può essere alzato per avere un offset maggiore di 0 V.

In sintesi, questo sistema permette di avere un prodotto di piccole dimensioni che soddisfa tutte le specifiche sopra elencate, necessarie nella realizzazione di un fonocardiografo e, che, tramite un opportuno adattamento di impedenza, può essere abbinato all'uscita del microfono.

Naturalmente, le tre scelte qui descritte non rappresentano le sole da compiere per la costruzione del miglior sistema audio. Esse vanno affiancate a una serie di altre decisioni da prendere riguardo lo studio della componente meccanica ottimale, il filtraggio, la schermatura, ecc.

Addirittura, sono presenti, fonocardiografi che permettono di scegliere tra più operazioni di filtraggio o comunque una buona libertà di scelta di parametri vari all'utente. Nella figura 4 ne viene riportato un esempio.



Figura 4. Esempio di un modello di fonocardiografo.

## 2. SCOPO

L'obiettivo di questa tesi è la costruzione di un sistema di acquisizione audio ad alta sensibilità, buona accuratezza e un basso livello di rumore, quindi un rapporto S/N (equivalente di SNR) piuttosto elevato da consentire il perfetto riconoscimento del segnale fonocardiografico su un fondo rumoroso. Il segnale di nostro interesse ha una banda in frequenza che va dai 20 Hz ai 2000 Hz, in modo da poter riuscire a percepire la vastità di anomalie che il muscolo cardiaco potrebbe subire; per il battito basterebbe implementare un sistema che abbia risposta piatta in frequenza dai 10/20 Hz ai 250/300 Hz, ma, in questo modo, si andrebbe a tagliare tutte le componenti relative ai mormorii cardiaci o altri segnali ad esso connessi e che potrebbero avere un alto contenuto informativo utile alla diagnostica. Per farlo, è necessario utilizzare un microfono, inserito in una campana stetoscopica e connesso a un preamplificatore che abbia una banda passante maggiore della sopra citata, filtri passa-basso e passa-alto e circuiti aggiuntivi, tali da consentire la compatibilità del sistema audio con il dispositivo che gestirà la visualizzazione e la memorizzazione del segnale acquisito, cioè un



microcontrollore PIC. Inoltre, i circuiti, composti dei suddetti componenti e dei cavi relativi, dovranno essere contenuti in una scatola metallica che serva da schermatura per campi elettromagnetici. Naturalmente, l'unico oggetto che rimarrà al di fuori della scatola sarà il microfono, posto all'interno della campana, di modo che non ci siano attenuazioni del suono prelevato. Per ridurre ancora il rumore e permettere all'utilizzatore il vantaggio di trasportarlo senza fili, l'alimentazione sarà fornita da due batterie di 9 V. All'esterno della scatola, invece sarà presente un interruttore di ON/OFF dello strumento, una rotellina da azionare per il guadagno, un foro per il passaggio del cavo microfono, opportunamente schermato per far sì che non si comporti da antenna, e una presa per l'uscita, in modo da poter collegare il sistema con il monitor che visualizzerà il segnale.

### 3. MATERIALI E METODI

#### 3.1. MICROFONO ELETTRICO

È un microfono con caratteristiche pressoché simili al modello a condensatore. Anch'esso, infatti, è composto di un diaframma in grado di vibrare. Si è scelto quello di diametro pari a circa 9,5 mm in modo da avere dimensioni ridotte, infatti, esso consente di avere un medio range di risposta in frequenza piatta e un'elevata sensibilità, in quanto la larghezza del diaframma incide sulla cedevolezza (queste due caratteristiche sono inversamente proporzionali). Il modello è a due terminali, pertanto la massa è stata aggiunta a posteriori. Inoltre, dispone di un FET interno. Questo dispositivo permette, inoltre, di utilizzare un'alimentazione a batteria, in modo tale da rendere l'intero strumento trasportabile e diminuire i disturbi provenienti da un'eventuale alimentazione di rete.

#### 3.2. CONNESSIONE BILANCIATA

Come si poteva evincere dall'introduzione, la scelta della connessione è ricaduta sulla linea bilanciata.

Il motivo è piuttosto ovvio, questo tipo di connessione abbinata a un amplificatore con un alto CMRR è una prima arma per eliminare il disturbo di modo comune. Si sono utilizzati tre cavi per la connessione, uno di massa e gli altri due per il segnale differenziale. L'attenzione principale è stata data alla taratura del sistema, utilizzando un tester per misurare resistenze e condensatori. È stato necessario operare con componenti precise e accurate, inerti dal punto di vista termico, per consentire il perfetto bilanciamento delle due linee.

### 3.3. AMPLIFICATORE INA128

È un amplificatore di strumentazione che garantisce le specifiche elencate in introduzione, per questo motivo è molto utilizzato in strumentazioni per misurazioni. Ha elevato CMRR, basso livello di rumore, guadagno stabile e una banda passante maggiore a quella scelta per il nostro strumento. Il guadagno può anche essere regolato, utilizzando un potenziometro, anziché una resistenza tra i pin dell'integrato. Si è scelta la configurazione a 8 pin: 1 e 8 connessi a  $R_G$  per la selezione del guadagno, 2 e 3 per le tensioni di ingresso, 4 e 7 per l'alimentazione duale, 6 per l'uscita e 5 per il valore di riferimento (offset), inizialmente posto a 0 V, per poter lavorare con segnali a valor medio nullo.

### 3.4. SCHERMATURA

Il rumore elettromagnetico è il problema più importante del nostro strumento: l'obiettivo di raggiungere un'ottima sensibilità esprime un vantaggio per l'ampiezza di segnale acquisito, ma al tempo stesso incide sul rumore, amplificando anch'esso.

Esso va eliminato utilizzando diversi metodi, in primis, la schermatura. Ecco perché l'utilizzo di cavi schermati e il più corti possibile, ma soprattutto l'inserimento delle componenti in una scatola metallica che si comporti come una gabbia di Faraday, isolando elettricamente l'interno dall'esterno, cercando di rendere il sistema il più immune possibile ai disturbi elettromagnetici. Di seguito, l'uso di amplificatori a basso

rumore e, nel caso del preamplificatore, un CMRR alto, accoppiati a una connessione bilanciata.

Nonostante la scelta e la messa in atto di queste accortezze, esse non bastano a garantire la reiezione di disturbi o altri rumori spuri, pertanto si deve ricorrere alla costruzione di opportuni filtri in grado da tagliare tutte quelle componenti inutili e che possono danneggiare il segnale, "sporcandolo" o, ancor peggio, nascondendolo, con conseguente perdita del suo contenuto informativo.

### 3.5. FILTRI

Come precedentemente scritto, la banda di interesse è 20Hz-2000Hz, pertanto un filtro passa-banda è necessario per escludere tutte le componenti disturbanti al di sotto e al di sopra di essa. Il filtro passa-banda può essere ottenuto mediante la connessione in serie di due filtri: uno passa-basso e uno passa-alto, o viceversa.

Per la scelta del filtro si sono esaminate le seguenti caratteristiche: comportamento della banda passante, comportamento della banda eliminata e fronte di discesa. Sono stati esaminati filtri di Butterworth, Chebyshev, Bessel e Linkwitz.

La scelta di un tipo di filtro a discapito di un altro ricade sull'esigenza di avere un segnale il meno distorto possibile; pertanto, l'attenzione è stata posta sulla risposta in frequenza del filtro, specificatamente alla banda passante e a quella eliminata, piuttosto che sulla zona di transizione, cioè il passaggio da banda passante a eliminata, accettando fronti di discesa (o salita) della risposta in frequenza più dolci, questo perché la banda non è da rispettare imperativamente, essendo stata selezionata molto ampia. Una zona di transizione con fronte di discesa (o salita) graduale induce una distorsione sul segnale, ma per le frequenze di cut-off considerate è accettabile, specie se si selezionano una frequenza minore di 20 Hz per il filtro passa alto e una leggermente maggiore ai 2000 Hz per il passa basso.

Il filtro che permette di avere una risposta quasi piatta in banda passante e in eliminata è quello di Butterworth, tanto da essere chiamato "maximally flat", con il difetto, giustamente, di avere fronti di taglio meno ripidi, ma come già detto, questo può

essere accettato. In questo modo è stato risolto il problema legato a ingressi con frequenze al di fuori di quelle consentite. Per la loro realizzazione si è utilizzato il sito Analog Filter Wizard dove era possibile scegliere il tipo di filtro, le specifiche relative alla banda passante, alla banda eliminata e alla zona di discesa che poi determinava l'ordine del filtro, la caratteristica del filtro, cioè quello per cui era adatto (bassa potenza o basso rumore) e, infine, anche le componenti sia in termini di tolleranza di resistori e capacitori che in termini di OP-AMP.

Mentre per i suddetti filtri si avevano condizioni più lasche, trattandosi di frequenze da scartare a priori, senza nessun contenuto informativo, questione più ardua da risolvere si ha per il filtraggio di componenti interne alla banda, condizione molto più stringente, infatti si perde contenuto informativo.

La sostanziale problematica nasce dall'alimentazione di rete a 220 V, con 50 Hz in frequenza, che influenza l'ambiente. Infatti, seppur lo strumento è alimentato da batterie, poste all'interno della scatola schermante e connesse mediante fili corti, esso disturba in modo predominante il segnale. Questo può accadere anche dall'esterno, nonostante un'ottima schermatura, e le cause possono essere le più disparate.

Come già accennato, l'eliminazione non è così semplice come quella ottenuta mediante i filtri Butterworth, trattandosi di un rumore di ampiezza elevata e interno alla banda di segnale interessata. È necessario, infatti un cosiddetto filtro Notch che riesca a tagliare la componente di 50 Hz, con naturale perdita anche del segnale cardiaco a quella frequenza, cercando di distorcere il meno possibile le frequenze adiacenti. Nel caso ideale soltanto la componente interessata viene eliminata, ma nella pratica si ha una zona di transizione come nel caso dei passa-basso e passa-alto, vedere in figura 5.

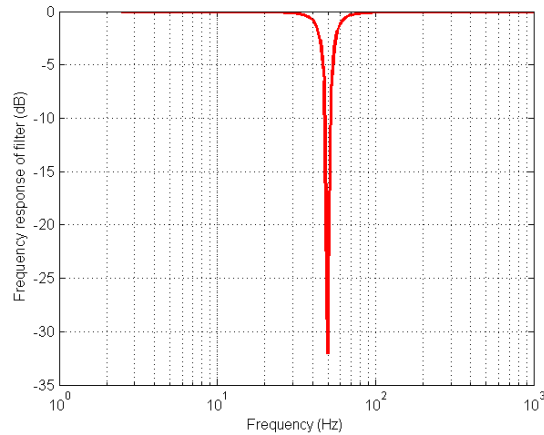


Figura 5. Risposta in frequenza di un filtro notch a 50 Hz.

Attraverso diverse ricerche, si sono passati in rassegna diversi tipi di filtri, tra cui gli adattivi, che permettono di adattare i propri parametri al fine di ottimizzare un predeterminato indice di prestazione e, quindi, variare la risposta in frequenza in funzione delle caratteristiche del segnale in ingresso. Ma, data la loro complessità e la mia esigenza di operare a livello analogico, si è scelto il modello a Twin-T con resistenze e capacitori, anziché utilizzare induttori - per circuiti a basse frequenze -, e con fondamentale attenzione data al fattore di merito  $Q^6$  (poi sarà trattato meglio nella sezione *Realizzazione dei filtri* del capitolo *Risultati*). Per la scelta dei valori, in base alla risposta in frequenza del filtro, in questo caso sono stati visitati due siti: [sim.okawa-denshi.jp](http://sim.okawa-denshi.jp) e [changpuak.ch](http://changpuak.ch) (quest'ultimo è stato utilizzato anche per la realizzazione del filtro attivo, descritto nel capitolo dei *Risultati*). Essi permettevano, rispetto al sito utilizzato per i filtri Butterworth, soltanto di scegliere la frequenza di notch e i valori delle resistenze o dei condensatori.

---

<sup>6</sup> Esso rappresenta il rapporto tra potenza reattiva e attiva assorbita nel circuito, cioè tra reattanza e resistenza. È indice della larghezza della banda eliminata e del guadagno. Un aumento implica un aumento del guadagno del filtro e una riduzione della banda eliminata.

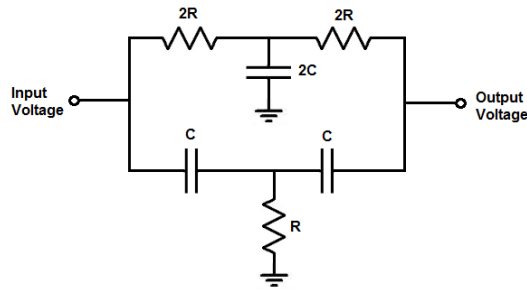


Figura 6. Schema di un filtro Twin-T R-C.

### 3.6. ALTRI MATERIALI

Per tutte le prove eseguite sono stati utilizzati, inoltre, i seguenti materiali:

- campane di stetoscopio Intermed e Littmann, collegate al microfono, per prelevare il segnale dalla cassa toracica;
- campana realizzata al tornio, con capsula avvvitabile per contenere il microfono all'interno;
- due batterie da 9 V per l'alimentazione;
- oscilloscopio RIGOL MSO5102 a 100 MHz che ci ha permesso di esaminare il segnale in uscita dallo strumento, ma anche la funzionalità dei filtri, quando non si è potuto utilizzare l'analizzatore di spettro;
- generatore di onde SIGLENT SDG2042X, usato nella verifica dei filtri, generando onde sinusoidali a diverse frequenze e studiando la loro ampiezza, e nel test iniziale della sensibilità del microfono, collegando il generatore con un altoparlante;
- sito per la realizzazione dei filtri Butterworth:  
<https://tools.analog.com/en/filterwizard/> ;
- saldatore Weller con cui sono state saldate tutte le componenti sulla basetta finale, preferito di gran lunga al saldatore Meliconi, molto più instabile senza schermo per visualizzare e poter cambiare la temperatura;
- programma LTspice per il disegno dei circuiti presenti;
- amplificatore TL431 per il riferimento di tensione;
- sito utilizzato per la progettazione del blocco relativo all'amplificatore sommatore: [https://www.electronics-tutorials.ws/opamp/opamp\\_4.html](https://www.electronics-tutorials.ws/opamp/opamp_4.html) .

## 4. RISULTATI

### 4.1. SCELTA DEI COMPONENTI

L'elemento cardine del mio lavoro è il microfono, il dispositivo che deve acquisire i toni cardiaci. Il microfono elettretico, già introdotto, rappresenta una branca dei microfoni a condensatore, essendo composto di un diaframma che può oscillare a causa delle vibrazioni sonore. Esattamente come il microfono a condensatore, il segnale è ad alta impedenza ed ha bisogno di essere amplificato in corrente, pertanto, si utilizza un adattatore di impedenza. Alcuni contengono un FET<sup>7</sup> interno che ha lo scopo di effettuare questo processo.

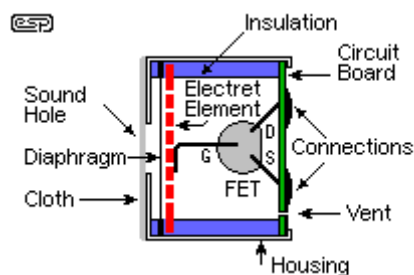


Figura 7. Schema di un microfono a elettretico.

Come già accennato, questa speciale tipologia di microfono non necessita di alimentazione per poter funzionare in assenza di FET interno, ma essa è necessaria per caricare il transistor, se presente invece, e il preamplificatore in uscita dal microfono, seppur in maniera sufficiente con una batteria da 9 V.

Dato il suo costo piuttosto basso e le sue dimensioni molto ridotte, è un microfono molto diffuso, e lo si trova anche applicato in esperimenti riguardanti la fonocardiografia o l'analisi biomedica in generale.

Le caratteristiche fondamentali che giustificano il suo vasto impiego da parte di tecnici risiedono nelle seguenti proprietà, già esaminate nel microfono a condensatore:

---

<sup>7</sup> Field-effect transistor: è un substrato di semiconduttore drogato al quale sono applicati tre terminali: gate, source e drain ed è capace di controllare la corrente che lo attraversa a seconda della tensione presente tra gate e source, cioè mediante la formazione di un campo elettrico al suo interno.

- la sensibilità è molto alta, permettendo un'auscultazione anche a distanza. La sensibilità buona è anche indice, in antitesi, di cattura di un alto livello di rumore che nella maggior parte dei casi va filtrato;
- la banda passante è ampia, riuscendo a captare tutte le frequenze dell'udibile;
- impedenza trasdotta bassa;
- medio-basso rumore di fondo. Prediligendo l'utilizzo di batterie a 9 V si evita il rumore proveniente dalla rete elettrica alimentante il circuito, cioè un disturbo con frequenza di 50 Hz, difficile da eliminare perché compreso nelle frequenze che concorrono a formare il nostro segnale cardiaco;
- SPL medio-alto;
- robustezza medio-bassa che lo rende sensibile ai movimenti.

In sintesi, il microfono a elettrete ha caratteristiche perlopiù simili a quelle del microfono a condensatore, avendo lo stesso principio di funzionamento, ma la capsula contenente il PTFE carico permanentemente consente di utilizzare una batteria come alimentazione, anziché una Phantom Power che induce un buon livello di disturbo al circuito elettrico. Per le suddette specifiche ho optato per questa tipologia.

Per quanto riguarda il preamplificatore, la scelta è ricaduta su un ottimo amplificatore di strumentazione, molto utilizzato anche nel campo degli ECG per le sue caratteristiche che lo rendono perfetto per misure accurate: l'INA128.

La prima richiesta è quella di riuscire a prelevare tutta la banda di segnale di interesse (dopo filtraggio 20-2000Hz) e amplificarla, riuscendo ad eliminare rumori che sporcano il segnale cardiaco. L'INA128 la soddisfa pienamente fornendo un guadagno alto - regolabile mediante un potenziometro - e stabile per un range di frequenze ben più ampio<sup>8</sup> di quello che fa al nostro caso, inoltre ha un CMRR molto elevato, permettendo una ottima reiezione ai disturbi di modo comune, se accoppiata a una connessione microfono-preamplificatore bilanciata.

Offre anche un basso livello di rumore, intorno ai 7 nV/√Hz, soddisfacendo la nostra esigenza di mantenere un elevato SNR. L'altissima impedenza di ingresso, dell'ordine dei GΩ, lo rende molto versatile, perché essa può essere abbassata, come nel nostro

---

<sup>8</sup> Fino a 10 KHz.



caso, ma può anche lavorare con valori di impedenza maggiori, nel caso in cui avessimo utilizzato un microfono con alta impedenza di uscita; inoltre, essa richiede un percorso per la corrente di bias di ingresso di modo comune, ottenibile mediante due resistenze di qualche K $\Omega$  collegate verso massa. Questo percorso è fondamentale per non saturare il canale di ingresso, insieme a un settaggio del Ref pin, visibile in figura 8, con una bassa impedenza per assicurare la reiezione ai disturbi di modo comune.

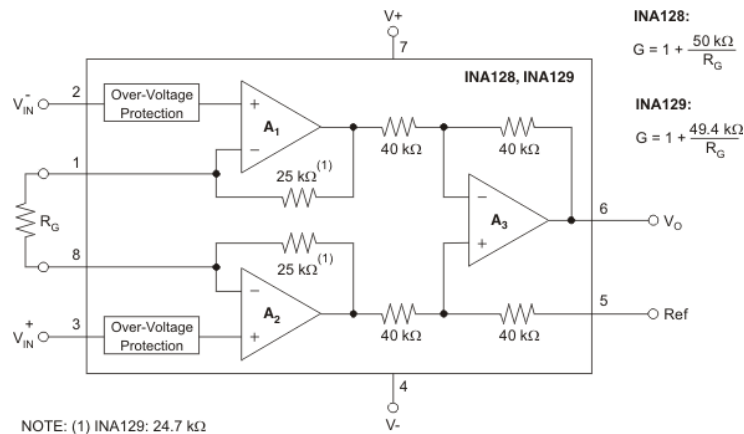


Figura 8. Circuito dell'INA128/129.

L'abbinamento di impedenza risulta molto adatto per il nostro campo, perché permetterà di avere il massimo trasferimento di potenza e una maggiore immunità ai disturbi elettromagnetici che vengono indotti sul cavo che separa il microfono dall'amplificatore.

## 4.2. PRIMO ASSEMBLAGGIO E PRIME PROVE

Inizialmente si è saldato il preamplificatore in una basetta, senza badare ancora alle operazioni di filtraggio necessarie. Si è realizzato un circuito di collegamento microfono-INA128, figura 9, consigliato direttamente dalla Texas Instruments che prevedeva sempre l'utilizzo di una connessione bilanciata con due resistenze per conduttore, una che facesse da carico per il segnale e una per scaricare le correnti di bias dell'amplificatore verso massa, e di un condensatore per conduttore per bloccare il segnale in corrente continua e, non troppo piccolo di valore, per consentire il passaggio delle componenti a bassa frequenza.

Inoltre, la presenza di C3 e C4 serve come filtraggio dell'alimentazione, in modo da ridurre il rumore dell'amplificatore.

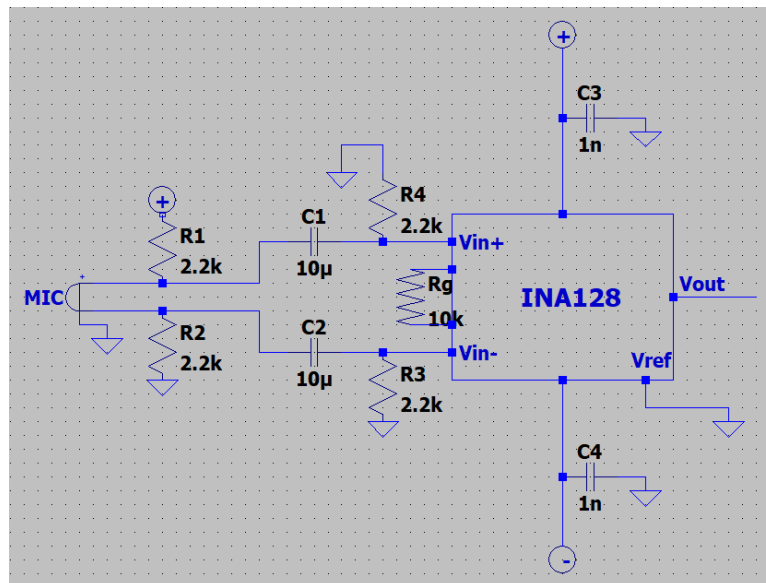


Figura 9. Circuito di collegamento microfono-amplificatore realizzato su LTspice.

La basetta è stata inserita in una scatola di alluminio pressofusa con pareti di spessore di circa 3 mm. Sono stati utilizzati anche cavi non schermati e non troppo corti, per comodità, per collegare massa, alimentazione duale tramite due batterie da 9 V, microfono elettretico (la parte esterna alla scatola aveva la schermatura) e potenziometro alla rotellina per il guadagno. Tramite test su oscilloscopio Rigol, il microfono ha dimostrato subito di avere un'ottima sensibilità, a discapito della presenza di molto rumore.

La prima frequenza rumorosa trovata è stata la 16 Hz, derivante da disturbi ambientali, subito eliminati migliorando l'isolamento della stanza. Nonostante ciò, il segnale rimaneva completamente sporcato dal rumore, in frequenza a 50 Hz, proveniente dall'alimentazione di rete. Prima di percorrere la via del filtro notch, sono state fatte diverse prove:

- si è inserita la scatola di alluminio in uno scatolone riempito di gommapiuma;
- si è verificato l'amplificatore, dapprima cortocircuitando l'ingresso, poi inserendo una resistenza in ingresso di 47 kΩ al posto del microfono;
- si è isolato il terminale negativo del microfono dalla "carcassa".

Da queste prime prove ne è risultato che l'INA128 era funzionante e il rumore non cessava, pertanto, sono stati necessari altri test: la verifica della connessione bilanciata e la prova di una linea sbilanciata, l'inserimento dello strumento in un'ulteriore scatola di materiale ferroso per la schermatura magnetica e l'accorciamento dei cavi.

La verifica della connessione bilanciata nasceva dal presupposto che se le due linee avessero avuto perfettamente la stessa impedenza, il rumore sarebbe dovuto entrare esattamente in fase nei due terminali e poi essere eliminato dall'INA128 che ha un CMRR molto alto. Invece il rumore persisteva, perciò l'ipotesi sorta era riguardo la presenza di una differenza di tensione netta tra (+) e (-). Per testare l'impedenza si è utilizzato un potenziometro da 5 k $\Omega$  al posto della resistenza da 2.2 k $\Omega$ , in modo da poter variare la resistenza, confrontandola con quella dell'altro terminale. I condensatori, invece, dopo una veloce verifica del valore mediante il tester, sono stati lasciati invariati. Il risultato non è stato positivo, però, in quanto la componente a 50 Hz permaneva.

A questo punto si sono accorciati i cavi utilizzati e il circuito ha iniziato ad autooscillare, inducendomi a cambiare microfono. Il microfono "nuovo" funzionava, perciò si è ripristinato il precedente, collegando il terminale di massa che precedentemente era stato staccato, così ha ripreso a funzionare, anche con buone prestazioni.

L'accorciamento dei cavi ha diminuito molto il rumore; non rimaneva che testare la connessione sbilanciata.

Per collegare microfono e amplificatore mediante connessione sbilanciata è necessario che un terminale vada a massa, in modo che le impedenze tra i due siano diverse, ovvero, nella nostra configurazione, variando il potenziometro in modo da ottenere resistenza pari a zero. La linea sbilanciata ha prodotto un rumore notevolmente ridotto, 100 mV<sub>pp</sub><sup>9</sup> contro i 200 mV<sub>pp</sub> della linea bilanciata, molto probabilmente a causa della bassa lunghezza dei cavi, della mancanza di schermatura e dell'accoppiamento non perfetto delle impedenze nella bilanciata<sup>10</sup>.

---

<sup>9</sup> Picco-picco, cioè l'ampiezza complessiva.

<sup>10</sup> Alla fine, infatti, risaldando tutto in una nuova basetta, con l'utilizzo di cavi molto corti e schermati, resistenze e condensatori estremamente precisi si è vista la differenza tra bilanciata e sbilanciata e la preferenza per la prima, in quanto eliminava più disturbi.

Prima di sperimentare la scatola ferrosa, si è tentato un collegamento *twistato*, per fare in modo che i campi elettromagnetici presenti sui cavi si elidessero a vicenda, ma anche questo metodo non ha prodotto risultati migliori. Infine, l’inserimento nella scatola ferrosa ha aumentato la sensibilità del segnale, senza però riuscire a contrastare il rumore a 50 Hz di modo che, dopo l’esito fallimentare di questo elenco di misure e sperimentazioni, ci si è rassegnati alla realizzazione del complesso filtro notch sulla stessa basetta.

Naturalmente, il disturbo di rete non era l’unico presente, pertanto verranno trattati anche filtri passa-basso e passa-alto come già spiegato nella sezione *Filtri di Materiali e metodi*.

#### 4.3. REALIZZAZIONE DEI FILTRI

Come già descritto precedentemente, il rumore a 50 Hz non è così semplice da affrontare a livello analogico, nonostante la presenza di filtri appositi. Occorre, infatti, una taratura molto precisa dei componenti che devono essere selezionati con tolleranze ridotte (per basse frequenze si preferisce un circuito di sole resistenze e condensatori). Prima di procedere con l’analisi delle operazioni, è necessario visualizzare il segnale “sporcato” dai disturbi prima delle operazioni di filtraggio per far comprendere al lettore l’importanza della costruzione di un buon filtro.

Dalla figura sottostante, al netto della risoluzione temporale di 1 s che permette di avere più picchi, ma allo stesso tempo molto ravvicinati, si può notare il disastroso effetto del rumore sul segnale, tanto che si riconoscono a malapena i battiti cardiaci.



Figura 10. Segnale non filtrato.

La scelta del filtro notch è, quindi, ricaduta sul modello a Twin-T, inizialmente classico, visibile nella figura 6. Tramite questo modello, è possibile selezionare la frequenza di cut-off (50 Hz), semplicemente variando i valori di R e C, rispettando opportunamente la formula  $f = \frac{1}{4\pi RC}$ .

Questo circuito, però, aveva dei difetti: una tensione di uscita a frequenze minori di 50 Hz molto più bassa rispetto a quella per frequenze maggiori, dovuta al filtro passa-alto, e un fattore di merito Q pari a 0.25, perciò molto basso, indice di una campana di filtraggio troppo larga che avrebbe distorto il segnale o tagliato quasi completamente la parte significativa di banda. Per sopperire al problema, che rendeva il filtro controproducente, perciò inutilizzabile, è stata fatta una modifica per alzare il Q. In un documento della Texas Instruments si sono trovati due filtri con Q *aggiustato*, mediante l'aggiunta di uno o due buffer di impedenza. Nel primo caso il Q può essere innalzato di una quantità minore, collegando in feedback il resistore e il condensatore che prima erano collegati verso massa. Nel secondo, invece, il Q può essere portato fino a 50 mediante un secondo buffer invertito e collegato a due resistenze o a un potenziometro, figura 11.

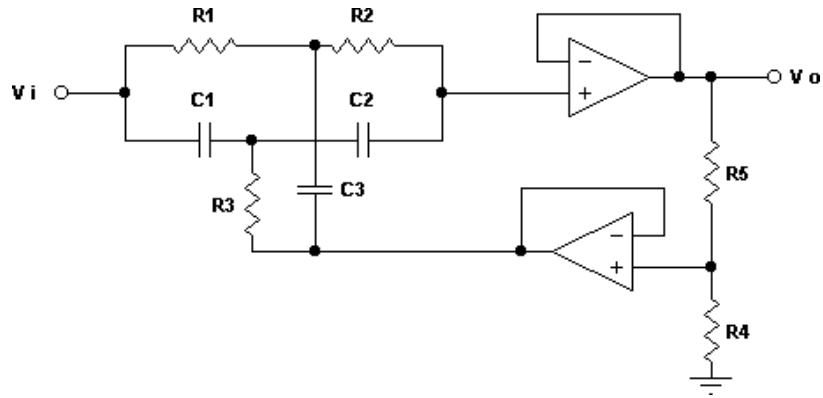


Figura 11. Circuito di un Twin-T con Q modificabile.

Il Q è in relazione con il rapporto tra  $R_4$  e  $R_5$ , che determinano il voltaggio nel polo a cui sono connessi  $R_3$  e  $C_3$ . Naturalmente le due configurazioni non variano la frequenza di taglio e la profondità del filtro, ma solo l'efficienza.

A causa delle condizioni piuttosto restrittive, si è scelto il modello "aggiustabile" per avere molta libertà sulla regolazione di Q e poterlo avere il più alto possibile, con un rapporto tra le resistenze pari a 99.

I vincoli da seguire per la taratura del filtro sono stati: avere  $R_1$  e  $R_2$  uguali,  $R_3$  pari alla metà di  $R_1$  e  $R_2$ , avere  $C_1$  e  $C_2$  uguali e  $C_3$  pari al loro doppio e, ovviamente, rispettare la condizione di  $f = \frac{1}{4\pi RC}$  con  $R=R_1$  e  $C=C_1$ .

Lavorando a basse frequenze, si sono scelti dei potenziometri da inserire in tre punti diversi:

- il primo tra  $R_1$  e  $R_2$ , per bilanciare i due rami, in modo da rispettare i vincoli sopra citati;
- il secondo nel ramo dove è presente  $R_3$  per il medesimo motivo;
- il terzo in ingresso del buffer per alzare il voltaggio del polo a cui sono connessi i rami di  $R_3$  e  $C_3$  e, di conseguenza, poter alzare il valore di Q.

Per quanto riguarda i buffer, è stato utilizzato l'integrato TL072 che ha un bassissimo rumore e, rispetto al TL082, permette di lavorare con impedenze più basse.

Per testare il filtro tarato si è utilizzato un analizzatore di spettro Velleman PCSGU250 con il relativo software nel pc. Si è proceduto alla regolazione di Q, variando il valore del terzo potenziometro, quello in retroazione al secondo buffer di impedenza. I dati

poi sono stati salvati in un file di testo e, successivamente, plottati grazie all'utilizzo di Matlab. Per valori crescenti nella corsa del potenziometro, si è aumentato il valore del fattore di merito e la campana si è ristretta, andando leggermente ad abbassare il guadagno, figura 12.

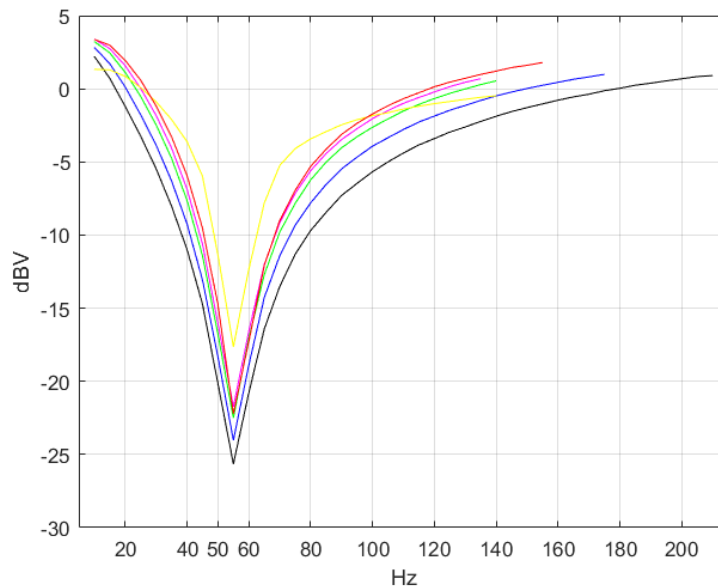


Figura 12. Risposta in frequenza del filtro notch a 50 Hz.

Come si può ben esaminare dalla figura, il picco massimo si ha leggermente dopo i 50 Hz, per la precisione alla frequenza di 55 Hz, e l'intervallo di transizione è molto esteso, rendendo il filtro danneggiante, in quanto in quel range è presente buona parte del segnale utile. Questa prova fa ben capire le difficoltà della realizzazione di un filtro notch analogico, specie a questa frequenza, dove si è dovuto optare per valori di resistenza molto alti, per avere, di conseguenza, condensatori dai valori contenuti, ma non riuscendo a ottenere il risultato aspirato. Sono stati utilizzati condensatori e resistenze dai valori e dalle tolleranze più lasche che hanno inciso sulla posizione del picco e sulla larghezza della campana. Il tutto è stato saldato sulla prima basetta, dove era stato già immesso l'amplificatore. Un'ulteriore modifica è stata effettuata variando i valori dei condensatori, utilizzando condensatori in parallelo, e quelli delle resistenze, utilizzando resistori in serie, per avere bilanciamenti più precisi, ma anche quest'ultima implementazione non ha dato esito positivo.

Per concludere la questione del filtro notch, ho condotto un'ultima prova con valori dei condensatori e dei resistori nuovamente modificati, con l'utilizzo di condensatori in polistirene, che rispetto ai ceramici hanno una tolleranza dell'1% e una buona inerzia alla temperatura, e, anziché un'altra saldatura sulla basetta iniziale, si è scelto di realizzarlo su una *breadboard*, figura 13.

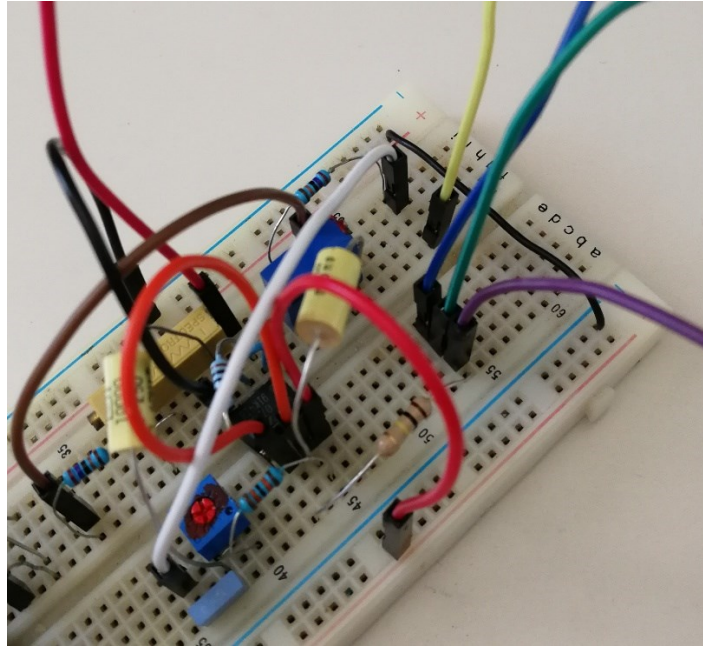


Figura 13. Filtro Notch ad alto Q con TL072.

Nella figura sovrastante il cavo giallo rappresenta l'ingresso, il cavo rosso l'uscita e i cavi blu, verde e viola servono per la massa (ingresso, uscita e alimentazione).

Seppur si sono utilizzate buone componenti, il problema è rimasto, la campana non si è ridotta, pur trovandosi centrata alla frequenza di 50 Hz. Giunto a questo punto, a vantaggio di tutte le prove condotte, ho abbandonato la strada del filtro notch: esso è troppo critico per la strumentazione a disposizione sia per la taratura che per i materiali utilizzati. Questa conclusione è arrivata anche con la consapevolezza che lo strumento dovrà essere destinato ad uso clinico, a temperature diverse di quella di prova, che potrebbero far variare in modo molto sensibile resistori e, in maniera minore, i condensatori, conducendo a un effetto del filtro totalmente diverso da quello per cui è stato progettato. Si è accettato dunque di sopportare il disturbo della componente a 50 Hz, quanto meno a livello analogico, poi, invece, a livello di visualizzazione su monitor, si potrà operare, mediante l'utilizzo della Fast Fourier



Transform, a eliminarla, grazie al microcontrollore PIC, operazione non trattata nel mio lavoro.

In seguito alla decisione di abbandonare il progetto del filtro notch, sono passato alla realizzazione del filtro passa-basso e del filtro passa-alto, implementazioni con condizioni meno severe.

Come già introdotto nella sezione relativa ai filtri, le condizioni da rispettare erano le seguenti:

- banda passante 20Hz-2000Hz;
- risposta piatta in frequenza per banda passante e banda eliminata, per evitare distorsioni;
- fronti di discesa abbastanza ripidi, accettando zone di transizione anche più larghe.

Il filtro che è stato scelto è il Butterworth di quarto ordine, sia per il passa-basso che per il passa-alto, figure 14 e 15. L'amplificatore utilizzato è stato anche qui il TL072.

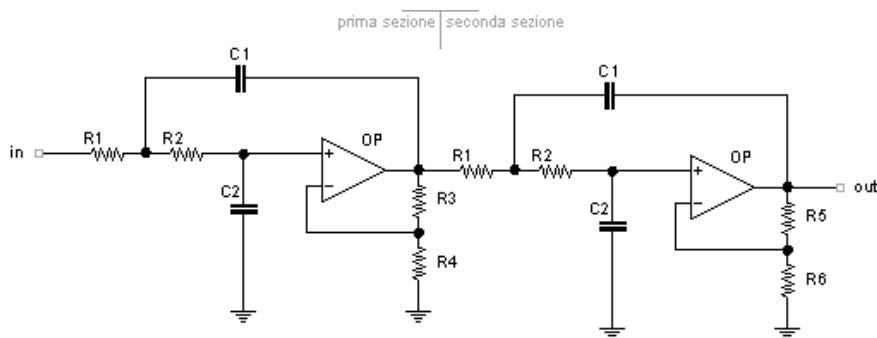


Figura 14. Filtro passa basso di Butterworth del quarto ordine.

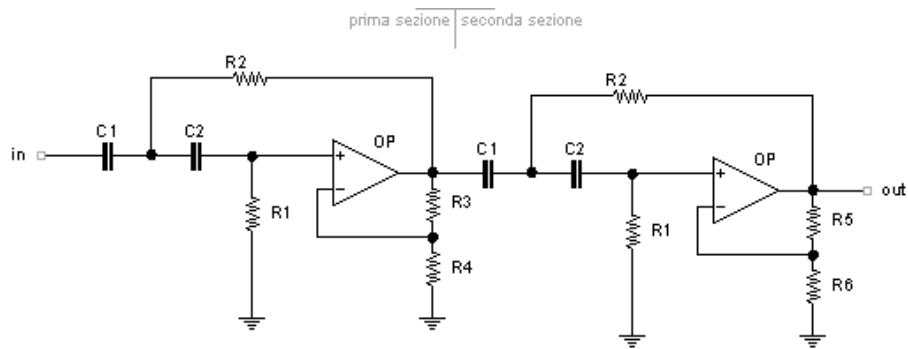


Figura 15. Filtro passa alto di Butterworth del quarto ordine.

Nella prima prova si sono realizzati filtri, scegliendo valori di resistenze e condensatori adatti per la bassa potenza, mediante lo strumento gratuito di un sito internet, già citato nel capitolo *Materiali e metodi*. Ai due circuiti delle figure soprastanti, sono state aggiunte resistenze collegate verso massa all'inizio e alla fine di ogni sezione e condensatori di accoppiamento per avere un segnale di alimentazione più pulito, tramite azioni accoppiate di passa-basso e passa-alto.

La realizzazione è stata piuttosto semplice, inizialmente su breadboard, e si sono ottenuti esiti positivi sia per il passa basso che per il passa alto. La prova è stata svolta, diversamente dal caso notch, tramite un generatore di onde Siglent. In ingresso al filtro, infatti, si aveva l'onda sinusoidale che veniva fatta variare in frequenza nel generatore, mentre in uscita si testava l'andamento sull'oscilloscopio. Dall'analisi dell'ampiezza dell'onda si sono scoperti due difetti: il passa-alto tagliava anche parte dello spettro dopo i 20 Hz, mentre il passa-basso aveva la zona di transizione con l'estremo di sinistra leggermente prima dei 2000 Hz<sup>11</sup>.

<sup>11</sup> Naturalmente il segnale era anche un po' rumoroso, ma è stato accettato, sapendo che poteva essere generato dall'involuppo dei cavi non schermati e dal fatto che la breadboard non era posta all'interno della scatola di alluminio.

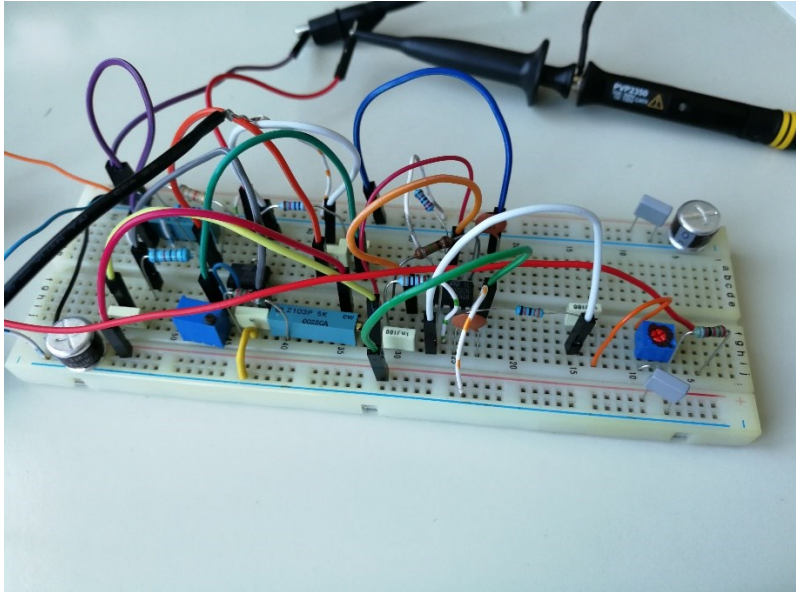


Figura 16. Filtri Butterworth del quarto ordine passa basso e passa alto in serie realizzati su breadboard.

Nella ricerca di una soluzione migliore, tramite lo stesso sito utilizzato in precedenza, è stato trovato un settaggio dei valori migliore, specifico per il basso rumore, con resistenze molto più basse rispetto alla prima prova.

Lo strumento permetteva di visualizzare anche la risposta in frequenza, perciò, dopo confronto con quella del primo test, si è realizzato il filtro direttamente saldando sulla bassetta nuova, già preparata con quattro zoccoli a 8 pin per l'INA128, per i due TL072 per i due filtri Butterworth e per un integrato per alzare il valore continuo della tensione, ovvero l'offset, per permettere l'accoppiamento strumento-PIC.

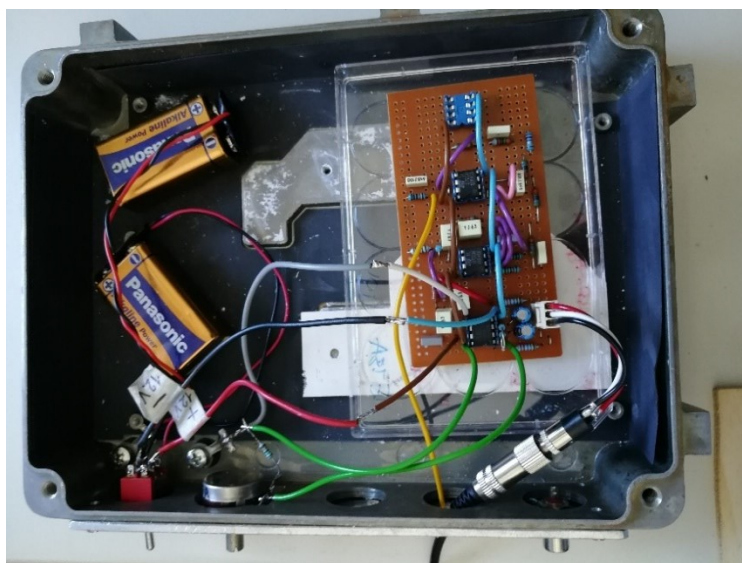


Figura 17. Interno della scatola dopo saldatura su nuova bassetta.

A monte delle realizzazioni, si è ottenuto uno strumento con un'uscita molto più pulita dal rumore, con la presenza dominante del disturbo a 50 Hz, seppur molto ridotto dopo la saldatura sulla basetta inserita nella scatola di alluminio e l'uso di cavi molto corti e schermati.

#### 4.4. PROVE SUL MICROFONO E SULLA CAMPANA

Una volta realizzati i due filtri necessari per pulire il segnale in uscita dal preamplificatore, in modo da escludere qualsiasi componente fuori banda, si è iniziato a testare lo strumento per verificare il rumore di fondo, in primis, e poi, con l'ausilio di articoli e altre implementazioni, il miglior accoppiamento tra microfono e stetoscopio, prima utilizzando campane di altri stetoscopi, poi una realizzata a mano.

Per verificare il rumore di fondo presente, si è proceduto cortocircuitando l'ingresso. Ad amplificatore spento, si è avuto un rumore quasi nullo, una condizione ottimale. All'accensione dell'INA128 il rumore si è alzato leggermente fino a raggiungere valori non più trascurabili, pari a circa 6 mV<sub>pp</sub>, con il guadagno al massimo, cioè con  $G=3334$ . Il suddetto rumore, però, non era derivante dalla componente a 50 Hz come facile da pensare, ma a una frequenza inaspettata di 1,5 kHz.

Le possibili cause potevano essere un disturbo proveniente da onde radio AM o da un'autooscillazione interna, subito scartata, poiché il segnale era modulato, dunque il canale non entrava in saturazione. Si sono cercate altre cause possibili su alcuni forum di elettronica e su altri siti, ma nessun altro aveva mai avuto lo stesso difetto, quantomeno a quella frequenza. Perciò, per sopperire al nuovo disturbo, si è cercato di produrre qualche miglioramento, partendo dall'inserimento di un potenziometro per il bilancio delle due resistenze a massa. Si sono accorciati i cavi relativi all'amplificazione e si ha sostituito il potenziometro  $R_G$  con una resistenza di 15  $\Omega$ . Si è verificato il rumore proveniente dall'alimentazione e si sono collegati i condensatori di accoppiamento il più vicino possibile all'alimentazione. È stato cambiato lo zoccolo e cortocircuitato direttamente gli ingressi sui pin dell'integrato. Ma, nonostante tutte queste nuove disposizioni, nulla è cambiato.

Conseguentemente, si sono consultati professori e tecnici coinvolti nel campo dell'audio e del rumore, ottenendo la possibilità di verificare lo strumento in un laboratorio schermato. Il test condotto è servito a sciogliere ogni dubbio sulla provenienza del rumore, avvalorando una prima ipotesi della sua provenienza interna, dato che si era potuto constatare la sua presenza anche in ambienti esposti a quantità diverse di onde elettromagnetiche. Il rumore è rimasto infatti, portando alla conclusione che fosse interno, perciò rendendo inutile la ricerca di migliorare altri aspetti. Purtroppo, provando anche altri INA128, si è verificato lo stesso disturbo, indice di una difettosità del lotto di produzione. Non restava che accettare il rumore, che comunque, pur non essendo trascurabile, non aveva un effetto disastroso sul segnale, essendo stato misurata un'ampiezza di circa tre ordini di grandezza più piccola rispetto al segnale utile, con il massimo guadagno dell'amplificatore.

Si poteva, allora, operare solo alla componente meccanica dello strumento, ovvero la realizzazione di una campana stetoscopica e il suo accoppiamento ottimale con il microfono, in modo da aumentare il rapporto S/N, tanto da rendere del tutto nascosto il rumore sopra presentato.

Prima di procedere alla realizzazione della campana, si sono esaminati diversi accoppiamenti tra microfono e campane. Sfogliando qualche articolo di altri progetti simili su internet, ho constatato che la configurazione migliore era quella in cui il microfono veniva collegato allo stetoscopio mediante un tubo di materiale piuttosto spesso, in modo da non alterare il segnale (praticamente lo stesso tubo dello stetoscopio). È anche vero che molti stetoscopi elettronici preferiscono avere il microfono inserito direttamente all'interno della campana, ne è la prova un modello Toshiba presente in laboratorio.

In realtà le due configurazioni producono risultati abbastanza simili e la serie di prove ci è servita anche a condurci verso una scelta più consapevole.

Sono state eseguite quattro prove utilizzando un microfono già incapsulato in una struttura filettata per facilitare l'inserimento nei tubi e collegato alla basetta attraverso un connettore jack:

1. nella prima prova si è utilizzato uno stetoscopio Littmann, altamente sensibile, connesso, mediante lo stesso tubo nero dello stetoscopio, al microfono, vedi figura 18. Si è ottenuto un buon livello di SNR: 12 V<sub>PP</sub> di segnale, relativo al primo picco, su una base di ~ 67 mV<sub>PP</sub> di rumore a 50 Hz, scegliendo un guadagno di circa  $\frac{3}{4}$  di giro della rotellina.



Figura 18. Prima prova.

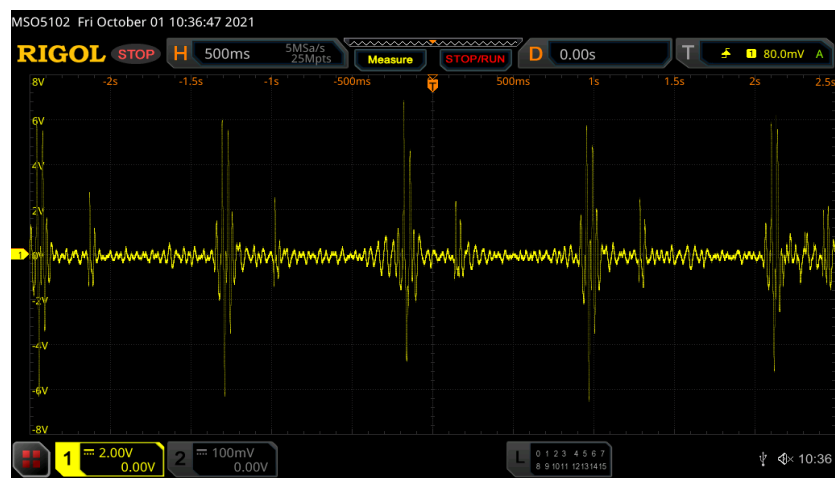


Figura 19. Risultato prima prova.

2. Nella seconda prova si sono utilizzati sempre lo stetoscopio Littmann, stavolta connettendolo al microfono con un tubo di silicone trasparente molto lungo, figura 20. Il risultato ottenuto è stato disastroso, perché il tubo prelevava qualsiasi artefatto da movimento e il rumore sovrastava il segnale. Lo stesso tubo è stato utilizzato nella terza prova, confermando che il problema era inerente alla lunghezza, più che al materiale di cui era composto.



*Figura 20. Seconda prova.*

3. Nella terza prova si è scelta la stessa configurazione della seconda, come accennato, accorciando il tubo trasparente, portandolo ad avere una lunghezza di circa 5 cm. In questo modo, utilizzando lo stesso guadagno scelto per tutte le prove, si è ottenuto un livello piuttosto alto di segnale,  $\sim 10,5 V_{PP}$  su un rumore a 50 Hz di  $55 mV_{PP}$ , un risultato molto simile a quello della prima prova con valori più bassi, poiché il tubo di silicone attenuava il segnale più di quanto avesse fatto il tubo nero stetoscopico.



*Figura 21. Terza prova.*



Figura 22. Risultato terza prova.

4. Nella quarta e ultima prova si è utilizzato uno stetoscopio più economico, marca Intermed, con capsula microfonica direttamente inserita all'interno del suo tubo metallico. Con questa configurazione ho ottenuto risultati più scarsi rispetto alla prima e alla terza, dovuti alla sensibilità più scarsa dello stetoscopio utilizzato. Il segnale (sempre del primo picco e con lo stesso guadagno delle altre prove) era di  $\sim 10,6 V_{PP}$  con rumore a 50 Hz di  $\sim 67 mV_{PP}$ .



Figura 23. Quarta prova.





Figura 24. Risultato quarta prova.

Da questi risultati è conseguito che i suggerimenti trovati in rete sulla configurazione dello strumento non erano fallaci. Effettivamente la presenza di un tubo spesso, ma soprattutto piuttosto corto, produceva un elevato SNR, parallelamente agli svantaggi dovuti al movimento e alla perfetta coesione del tubo con il microfono. Non restava che costruire una campana e testare il comportamento del microfono al suo interno.

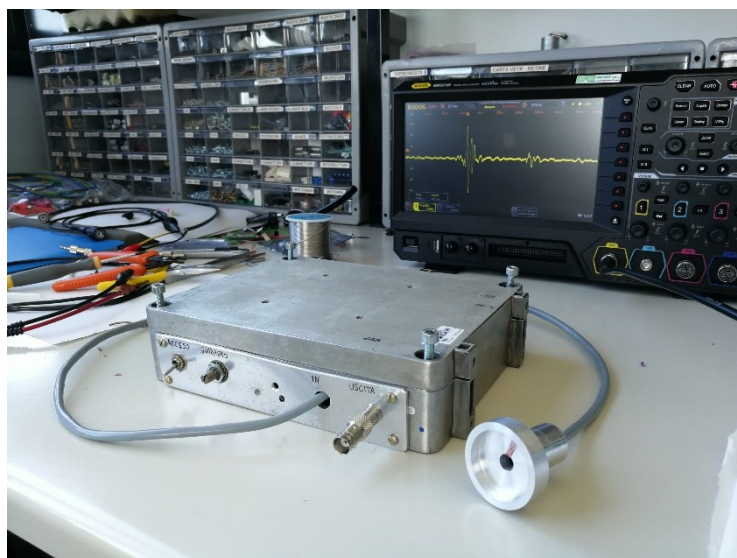
Non essendo esperto nel campo del design e della progettazione meccanica ho provato diverse configurazioni e quella che ci è sembrata più adatta - qui è stato necessario richiedere un completo aiuto al professore - era l'utilizzo della filettatura per ancorare la capsula microfonica con la campana. Si è utilizzato un altro microfono rispetto a quello visto precedentemente, senza "capsula" filettata esterna e con cavo schermato più spesso. La campana è stata realizzata di materiale metallico con il tornio dal professore. L'idea era quella di creare un cilindro cavo di diametro leggermente maggiore di quello del microfono, circa 9,5 mm, aperto da un lato in cui inserire il microfono, filettato internamente fino a metà per consentire il fissaggio con la campana e per bloccare il movimento della capsula microfonica lato "campana", mentre nell'altro estremo era presente un foro più piccolo per consentire il passaggio del cavo schermato e per bloccare verso il lato del cavo appunto. Per fissare la campana era necessaria una superficie cilindrica cava filettata esternamente, solidale ad essa. Sono state costruite due componenti alla fine, figura 25.



*Figura 25. Campana stetoscopica.*

Il microfono è stato inserito all'interno del cilindro e la campana è stata avvitata con esso, in modo da bloccare qualsiasi movimento che potesse influenzare il segnale stesso. Dopo aver fatto una modifica al connettore del microfono, dato che quello precedente era predisposto per il jack (mentre quest'ultimo microfono aveva tre terminali separati per collegarlo all'amplificatore), si effettuò l'ultima analisi con la speranza di avere un miglioramento definitivo.

Dalle figure 26 e 27 è possibile notare la configurazione e come è cambiato notevolmente in positivo il segnale.



*Figura 26. Prova finale con campana realizzata con tornio.*

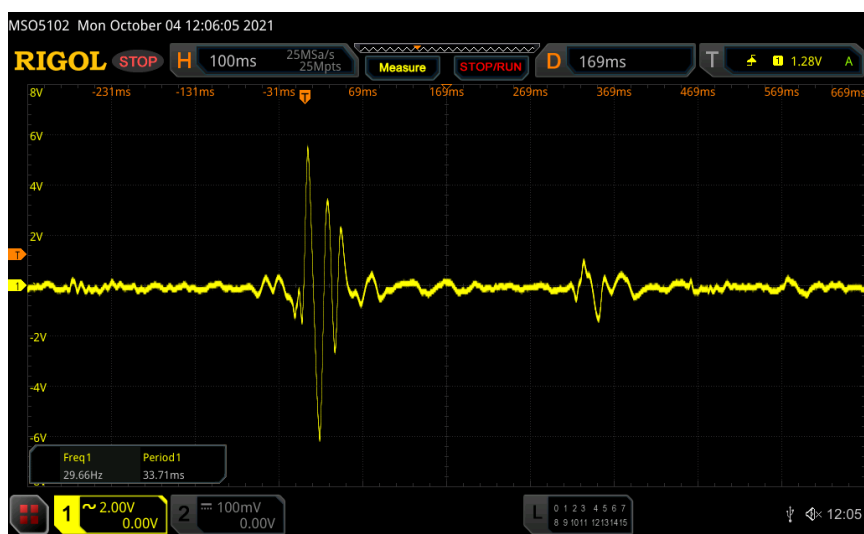


Figura 27. Andamento del segnale prelevato dalla campana stetoscopica realizzata con tornio.

Facendo un rapido confronto con le prove precedenti si può notare la differenza: il segnale si presenta molto più pulito e i battiti si possono riconoscere facilmente, su una base molto più ridotta di rumore. Continuando con le analisi, si sono prelevati diversi tracciati sempre sullo stesso soggetto, cioè me stesso, percependo a volte anche un terzo suono, indice di una sensibilità molto alta dello strumento.

In questo modo abbiamo risolto il problema del disturbo a 50 Hz di frequenza e del rumore interno spurio che si presentava a una frequenza di 1,5 kHz con un guadagno massimo dell'amplificatore, ottenendo un buon risultato, se confrontato con tracciati prodotti da altri strumenti che si possono trovare online.

#### 4.5. RIFERIMENTO DI TENSIONE

Tutte le analisi condotte sono state visualizzate grazie all'oscilloscopio, ma lo scopo del lavoro doveva essere quello di fornire uno strumento per uso clinico, perciò leggero, maneggevole, economico e di facile utilizzo. Infatti, la visualizzazione del segnale doveva essere fatta su un monitor TFT di pochi pollici, gestita dal microcontrollore PIC. Queste operazioni sono state frutto di un altro lavoro, la mia esigenza era solo quella di fornire il segnale da campionare da parte del PIC.

Perciò, essendo riuscito nella costruzione dello strumento atto all'acquisizione del segnale, occorre aggiungere un quarto blocco per il riferimento di tensione.

Questo blocco è necessario perché il PIC può campionare solo valori dello stesso segno, mentre come visibile dalle figure soprastanti, il nostro segnale varia nel tempo con offset pari a 0, perciò ha sia valori negativi che positivi. Il riferimento di tensione serve a generare una tensione fissa che, se sommata al segnale variabile in ingresso, aumenta la tensione di offset, rendendo possibile il campionamento e la visualizzazione su monitor.

L'integrato che si utilizza per avere il riferimento di tensione è il TL431, un dispositivo a tre pin che, attraverso un circuito di resistenze opportune, stabilisce una tensione fissa minima di 2,5 V. Il problema, però, è che il monitor lavora con una tensione di 3,3 V, pertanto, dovrebbe avere un riferimento intorno a 1,5 V.

Si è scoperto che sono presenti anche gli amplificatori TLVH431, per il riferimento di tensione, adatti proprio per i sistemi alimentati a 3,3 V, in quanto generano una tensione minima costante di 1,5 V.

Non avendo a disposizione questo tipo di amplificatori però, ho adattato il circuito del TL431, in modo da abbassare il valore di tensione da 2,5 V a 1,5 V. Per farlo, si è creato un circuito costituito di tre blocchi:

- il primo blocco è il circuito relativo al TL431, con un'uscita di 3 V fissa;
- il secondo rappresenta un partitore di tensione che ha il compito di dimezzare l'uscita del primo blocco;
- il terzo, invece, è costituito da un amplificatore sommatore che aggiunge, quindi, la componente fissa al segnale in ingresso.

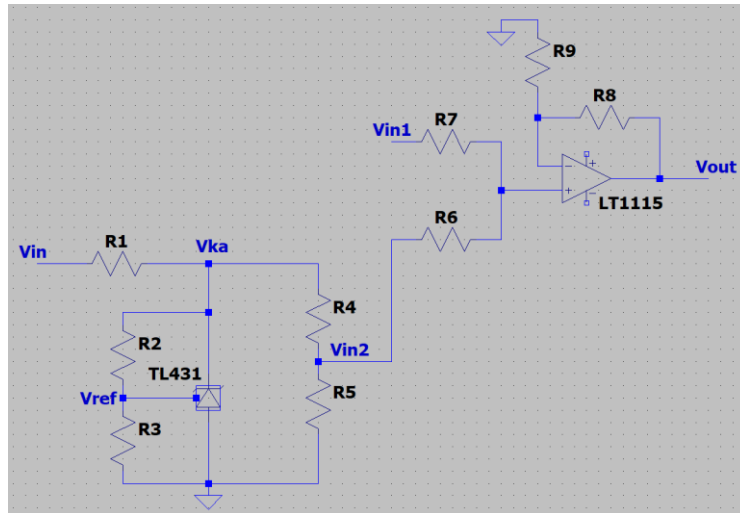


Figura 28. Circuito per riferimento di tensione realizzato su LTspice.

Per avere una  $V_{in2}$  di 1,5 V, R2 e R3 devono avere valori che soddisfino la seguente formula:  $V_{ka} = V_{ref} \left(1 + \frac{R2}{R3}\right) + I_{ref} \times R1$ , con  $I_{ref}$  che è la corrente che scorre dal polo tra R2 e R3 al TL431 (ovvero dove si misura la  $V_{ref}$ ),  $V_{ref}$  pari a 2,5 V e  $V_{ka}$  pari a 3V perché poi vorremo che sia dimezzata attraverso il partitore di tensione con R4 e R5. R4 e R5 devono avere il medesimo valore affinché:  $\frac{R5}{R4+R5} = \frac{1}{2}$ . Infine, per far sì che  $V_{out}$  sia uguale alla somma di  $V_{in1}$  e  $V_{in2}$ , R6 deve avere lo stesso valore di R7 e R8 deve avere lo stesso valore di R9, in quanto la prima uguaglianza serve a garantire che l'uscita sia proporzionale alla somma dei due ingressi, mentre la seconda impone come costante di proporzionalità 1, cosicché effettivamente l'uscita sia esclusivamente la somma degli ingressi, senza alcuna eventuale amplificazione. Inoltre, nel circuito viene utilizzato un amplificatore LT115 che, al momento, rappresenta la tipologia che possiede un livello di rumore più basso in assoluto. Addirittura, può avere un rumore massimo di soli 1,2 nV/√Hz, che, confrontato con lo stesso INA128 utilizzato per il microfono, è circa 6 volte più piccolo.

#### 4.6. ASSEMBLAGGIO E PROVE FINALI

A posteriori di tutti i miglioramenti eseguiti sullo strumento e delle prove conseguite ai fini di saggiare ogni componente, specialmente quelle relative al rumore, si è costruito lo strumento finale.

I circuiti mostrati in questa sezione sono stati saldati nella basetta a quattro zoccoli, e per, quanto riguarda “l'esterno”, si è definitivamente scelto il microfono con cavo di schermatura grigio molto spesso, inserito all'interno della campana, mediante avvvitamento, come mostrato in figura 26.

Di seguito è mostrata qualche prova aggiuntiva condotta su di me, in condizioni di riposo, in apnea e in ambiente il più possibile silenzioso, cercando anche di variare la zona di auscultazione.

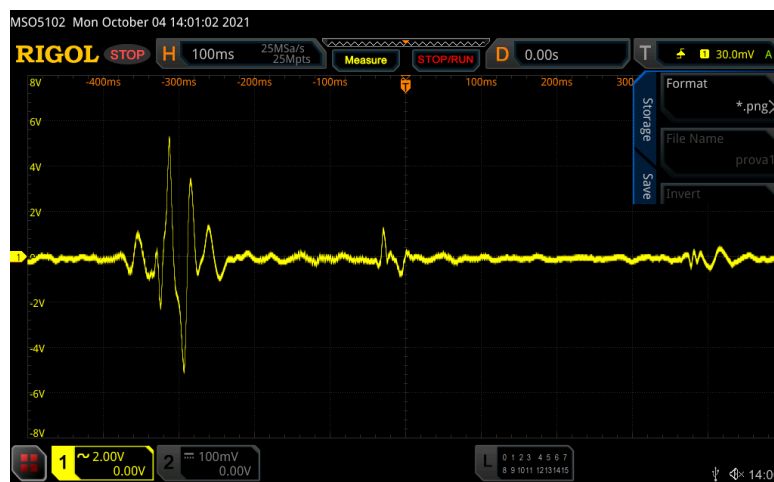


Figura 29.



Figura 30.

Nella figura 29 e anche nella 30, in maniera quasi impercettibile, è possibile riconoscere anche un terzo tono rispetto ai due dominanti, indice di un'elevata sensibilità dello strumento costruito. Le ampiezze relative variano da prova a prova in base al guadagno dell'amplificatore, alla zona di auscultazione e anche alla pressione

posta dalla campana sulla cassa toracica: premendo maggiormente, il segnale risultava molto attenuato.

I progressi avuti possono essere mostrati dall'andamento del segnale non filtrato, presentato in figura 10 e quello filtrato, presentato qui sotto, con la stessa risoluzione temporale di 500 ms.



Figura 31. Segnale PCG filtrato.

Se viene considerato che in incipit lo strumento non era in grado di percepire nessun battito, pur essendo molto sensibile a qualsiasi artefatto da movimento o rumore all'interno della stanza, mi posso ritenere piuttosto soddisfatto del risultato finale. Il rumore non è scomparso, ma si è ridotto moltissimo, rendendo chiaro il susseguirsi di toni cardiaci e, quindi, facendomi raggiungere lo scopo desiderato.

## 5. DISCUSSIONE

La realizzazione della parte audio del fonocardiografo è stata fatta tutta in maniera analogica.

Un possibile lavoro futuro potrebbe essere l'utilizzo di un dispositivo di DSP (Digital Signal Processing) per realizzare lato software il filtro notch e gli altri filtri di necessità.

La trasformazione da un dispositivo analogico a uno digitale potrebbe anche far

pensare di effettuare connessioni wireless per collegare lo strumento con interfacce visive di qualsiasi dispositivo (smartphone, tablet, computer...).

Questa è un'idea che già sta prendendo campo nel mondo elettromedicale: sono molte le realizzazioni in cui è possibile gestire l'auscultazione direttamente dai dispositivi di cui si dispone nelle proprie case, in modo da poter incentivare sempre di più la telemedicina. Poi i tracciati prodotti possono essere caricati su server online ed essere esaminati da personale esperto, limitando il più possibile l'affollamento delle strutture ospedaliere.

Questi tipi di funzionalità sarebbero anche molto utili per quei Paesi che possono contare su una scarsa quantità di strumenti biomedici, per cui molte volte ai pazienti non viene riconosciuta una patologia cardiaca, aumentando il numero di morti per malattie cardiovascolari.

Un altro possibile progetto potrebbe essere implementare un doppio microfono. Già in altri lavori, mi sono imbattuto su progettazioni in cui venivano utilizzati due microfoni, uno per l'auscultazione cardiaca e uno per l'auscultazione respiratoria.

Naturalmente un progetto di questo tipo richiederebbe una completa revisione del circuito analogico, a partire dal filtro passa-alto fino all'amplificatore. La respirazione, infatti, produce un segnale con una banda di frequenza diversa da quella scelta nella nostra realizzazione, in cui è presente un valore più basso come estremo superiore.

L'accoppiamento di due microfoni consentirebbe di avere una registrazione completa per la struttura cardiaca e quella respiratoria, andando ad esaminare eventuali difformità e la relazione contemporanea che sussiste tra i due apparati. Se abbinata all'ECG, sarebbe un esame clinico totale.

Seppur sono stati già realizzati strumenti in grado di fornire il tracciato PCG<sup>12</sup> e quello ECG contemporaneamente, utilizzando un unico strumento per l'acquisizione, comprendente microfono ed elettrodi, non credo si ottenga ottimi risultati, quantomeno per l'acquisizione dell'ECG, dove le posizioni degli elettrodi sono molto vicine tra loro. La sfida potrebbe essere quella di riuscire a costruire un apparecchio

---

<sup>12</sup> PCG: phonocardiographic.



unico che possa consentire la completa e precisa registrazione del cuore, usufruendo sia di un microfono che degli elettrodi, e rendendo il tutto portatile.

All'inizio, inoltre, quando ho discusso di quale fosse la scelta migliore relativa al microfono, avevo anche parlato del MEMS.

Ho notato che, seppur molti lavori, come il mio, abbiano utilizzato l'elettretto, nell'attuale panorama elettronico sta prendendo molto campo questa tipologia di sensori.

Questa potrebbe essere un'ottima alternativa, specialmente nel caso voglia percorrere la via del digitale. Questa scelta consentirebbe anche di riuscire a creare un dispositivo di dimensioni molto più ridotte di quello costruito.

Parallelamente allo studio della sezione audio, si potrebbe ragionare sulla progettazione di un fonocardiografo interpretativo, soffermandosi quindi sulla realizzazione di un software in grado di riconoscere il tracciato preso in esame dopo averlo analizzato e di accostarlo a un caso di normalità o anormalità.

Tutto questo è possibile se il fonocardiografo verrà utilizzato da un cardiologo per effettuare delle prove e prelevare campioni che, poi, possono essere inseriti in una banca dati. Un prototipo di campione dovrà essere costituito dal tracciato, dai dati relativi al paziente (sesso, età, peso, anamnesi...) e dalla diagnosi del medico.

Il compito del fonocardiografo sarà fornire supporto al medico nella diagnosi, potendo accedere alla banca dati e confrontando il tracciato in esame con quelli presenti in essa. Questo tipo di strumento è di interesse soprattutto per i medici generali, più che per i cardiologi, consentendo di diagnosticare patologie, senza dover fare il ricorso a visite specialistiche, anche qui, in modo da evitare il sovraffollamento delle strutture ospedaliere.

La sfida principale sarà riuscire ad ampliare il più possibile la "conoscenza" dello strumento, vista la quantità di casi patologici presenti nella realtà. Inizialmente, ma potrebbe significare già molto, lo strumento potrebbe riconoscere un numero molto limitato di patologie, ma abbastanza alto da consentire al medico di famiglia di fornire una diagnosi precisa, senza il ricorso a una visita specialistica del paziente.

Questa lista di possibili lavori futuri rappresenta un insieme di miglioramenti che possono essere realizzati sullo strumento o semplicemente delle prove, se daranno esito negativo. Vero è che già nel mondo biomedico sono presenti apparecchi di questo tipo, indice di una volontà di ricercare e sperimentare per migliorare la diagnostica e le cure, in modo da salvaguardare la vita dei pazienti.

Uno sforzo maggiore invece dovrà essere fatto a livello governativo e internazionale per assicurare a tutti i Paesi di poter disporre di una strumentazione all'avanguardia. La prevenzione è la miglior cura e ancora oggi muoiono troppe persone a causa di patologie non diagnosticate o scoperte troppo tardi.

## 6. BIBLIOGRAFIA E SITOGRAFIA

1. Microphones - Types, Construction & Performance. <https://sound-au.com/articles/microphones.htm>
2. Electret Microphones - Powering & Uses. <https://sound-au.com/articles/mic-electret.htm>
3. Design of High-Performance Balanced Audio Interfaces. <https://sound-au.com/articles/balanced-2.htm>
4. Balanced Line Technology. <http://www.museum.alibaba.sk/ampins/balanced/balanced.htm>
5. Instrumentation Amplifiers Vs. Opamps. <https://sound-au.com/articles/inapreamps.htm>
6. Medical instrumentation: application and design. 4th edition. J. G. Webster. 2010.
7. Heart & breath sounds amplifier. BME 201. Department of Biomedical Engineering. University of Wisconsin-Madison. March 9, 2011.
8. INA128 Datasheet. INA12x Precision, Low-Power Instrumentation Amplifiers. Texas Instruments. October 1995, Revised April 2019.
9. Biotechnical System for Recording Phonocardiography. Marwan Ahmed Ahmed Hamid, Maria Abdullah, Najeed Ahmed Khan e Yasmin Mohammed Ahmed AL-Zoom. (IJACSA) International Journal of Advanced Computer Science and Applications, Vol. 10, No. 8, 2019.
10. A high resolution phonocardiograph incorporating digital recording and analog spectral analysis. Michael Philipp Manke. Bachelor of Science. Oklahoma State University. 1975.