

UNIVERSITÀ  
DEGLI STUDI  
DI PADOVA



DIPARTIMENTO  
DI INGEGNERIA  
DELL'INFORMAZIONE

UNIVERSITÀ DEGLI STUDI DI PADOVA

DIPARTIMENTO DI INGEGNERIA DELL'INFORMAZIONE

CORSO DI LAUREA TRIENNALE IN

INGEGNERIA BIOMEDICA

**Sistemi Elettronici per Acquisizione  
di Segnali Biologici**

*Relatore:*

Prof. Gaudenzio Meneghesso

*Laureanda:*

Amira Abdalla  
2034951

Accademico 2023-2024

Data di Laurea: 26 settembre 2024



## ABSTRACT

Nel corso della medicina moderna, il monitoraggio dei parametri biologici ha assunto un ruolo fondamentale nella prevenzione e cura di condizioni patologiche, nella diagnosi di malattie, nella supervisione della salute del paziente durante interventi chirurgici.

Al giorno d'oggi, il concetto di monitoraggio biomedico si sta largamente diffondendo anche ad un pubblico più ampio, al di fuori di quello strettamente sanitario, grazie all'introduzione di dispositivi indossabili, come Smartwatch o fasce dotate di sensori, in grado di fornire informazioni su battito cardiaco, saturazione e attività respiratoria.

Una continua e precisa valutazione delle condizioni fisiologiche ha permesso nel corso degli anni di affinare le tecniche di acquisizione di segnali biologici, come quelli elettrocardiografici (ECG), elettroencefalografici (EEG) ed elettromiografici (EMG). Tali segnali sono di natura debole e suscettibile al rumore: è quindi necessario progettare sistemi elettronici in grado di aumentarne l'ampiezza, tramite un processo di amplificazione, e selezionarne le frequenze di interesse, tramite un filtraggio delle onde rilevate.

La seguente trattazione si concentra sulle tecniche di pre-amplificazione di strumentazioni biomediche che sfruttano elettrodi unipolari e/o bipolari per l'acquisizione di biosegnali, soffermandosi sulle caratteristiche che deve avere una buona apparecchiatura di acquisizione.

Verranno inoltre analizzati metodi di filtraggio dei segnali tramite filtri di varia natura, quali passa-basso, passa-alto, passa-banda, e filtri notch (anche detti elimina-banda), includendo alcuni casi studio e applicazioni di uso comune.

L'obiettivo di questo scritto è evidenziare quanto sia di fondamentale importanza elaborare correttamente un segnale, tramite tecniche di stampo elettronico, al fine di creare un accurato quadro medico per la salute dell'uomo.



# Indice

<b>Introduzione .....</b>	<b>VII</b>
<b>Contesto e Importanza della Strumentazione Biomedica .....</b>	<b>VII</b>
Breve storia e sviluppo delle tecnologie di monitoraggio biomedico .....	VII
Importanza dei segnali biologici nell'assistenza sanitaria moderna .....	IX
<b>1. Fondamenti Teorici e Tecniche di Amplificazione .....</b>	<b>1</b>
1.1 Definizione di Pre-Amplificazione dei Segnali .....	1
1.1.1 Principi e importanza della pre-amplificazione .....	1
1.1.2 Caratteristiche degli amplificatori differenziali .....	3
1.2 Progettazione e Funzionamento di Amplificatori Differenziali .....	4
1.2.1 Struttura e componenti principali .....	4
1.2.2 CMRR, Guadagno Differenziale e Impedenze .....	6
1.3 Tipi di Amplificatori Differenziali .....	8
1.3.1 Amplificatori operazionali .....	9
1.3.2 Amplificatori strumentali .....	10
1.4 Elettrodi Unipolari e Bipolari .....	12
1.4.1 Differenze e applicazioni pratiche .....	12
1.4.2 Tipi di elettrodi e Materiali per la produzione .....	15
<b>2. Tecniche di Filtraggio dei Segnali .....</b>	<b>17</b>
2.1 Filtri Passa Basso, Passa Alto, Passa Banda e Notch .....	17
2.1.1 Principi di funzionamento e applicazioni .....	17
2.1.2 Progettazione di filtri .....	19
2.1.3 Conversione Analogico-Digitale (A/D) .....	23
<b>3. Sistemi di Acquisizione Completi e Applicazioni Biomediche .....</b>	<b>27</b>
3.1 Progettazione di un Sistema di Acquisizione Completo .....	27
3.1.1 Considerazioni sulla sicurezza e sull'isolamento galvanico .....	28
3.2 Applicazioni Pratiche in ECG, EEG, EMG .....	29
3.2.1 Applicazione in Elettrocardiografia (ECG) .....	29
3.2.2 Applicazione in Elettroencefalografia (EEG) .....	32
3.2.3 Applicazione in Elettromiografia (EMG) .....	36

<b>Capitolo 4: Conclusioni</b> .....	<b>39</b>
4.1 Implicazioni Cliniche .....	39
4.2 Prospettive Future .....	40
<b>Bibliografia</b> .....	<b>43</b>

# Introduzione

## Contesto e Importanza della Strumentazione Biomedica

L'ingegneria biomedica è l'applicazione dei principi dell'ingegneria in un campo di tipo medico. Un'area comune di tale settore riguarda i dispositivi biomedici, ovvero tutti i tipi di tecnologia utilizzati a fini sanitari.

La strumentazione biomedica si riferisce a tutto l'insieme di dispositivi e tecnologie impiegati per monitorare, diagnosticare e trattare condizioni mediche. Alcune apparecchiature biomediche largamente utilizzate sono: pacemaker, monitor della glicemia, biosensori, protesi, elettrocardiografi (ECG), elettromiografi (EMG), elettroencefalografi (EEG).

Questo campo è inoltre cresciuto rapidamente negli ultimi anni, anche a causa della pandemia di COVID-19. Uno studio, per esempio, ha concluso che la percentuale di persone che già utilizzavano dispositivi biomedici è aumentata del 65% dal 2019 ad oggi [1].

Tale evoluzione è stata guidata dalla necessità di migliorare la qualità e l'efficienza dell'assistenza sanitaria.

## Breve Storia e Sviluppo delle Tecnologie di Monitoraggio Biomedico

*Storia iniziale: dagli anni '20 agli anni '60*

La storia della strumentazione biomedica moderna inizia con la prima progettazione di strumenti basilari, quali lo stetofonendoscopio<sup>1</sup> e il termometro clinico, strumenti tanto semplici quanto rivoluzionari, che permisero ai medici di raccogliere informazioni vitali e di monitorare i pazienti in modo non invasivo.

Negli anni '20 viene introdotto il primo strumento di monitoraggio avanzato ECG, per la registrazione dei segnali elettrici del cuore, da Willem Einthoven, che gli permise di vincere il premio Nobel per la Medicina nel 1924. Prima di lui, solo Waller riuscì a misurare correttamente l'attività elettrica cardiaca, nel 1877.

Sempre intorno agli anni '20, vi fu un'altra conquista scientifica, operata da Berger: nel 1913 riuscì ad ottenere la prima misura dell'attività elettrica encefalica nell'uomo. Fino a quel momento, l'unico ad aver registrato un principio di potenziali elettrici nel cervello di un gatto fu Caton, nel 1875.

---

<sup>1</sup> Strumento sanitario per sentire rumori toracici e delle viscere addominali.

Successivamente negli anni '50 e '60, i dispositivi di monitoraggio si svilupparono ulteriormente, concentrandosi su parametri vitali fondamentali come frequenza cardiaca, pressione arteriosa e temperatura corporea.

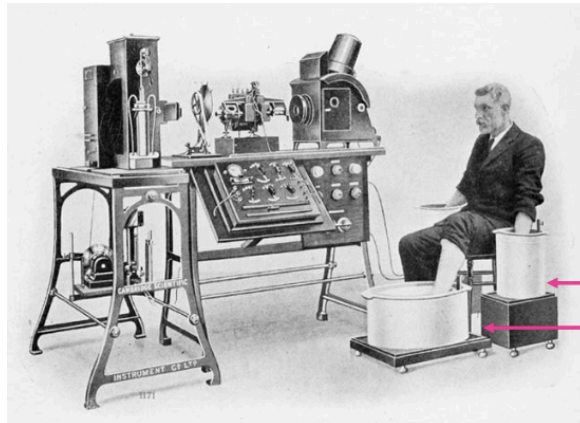


Fig. I: Prima apparecchiatura ECG di Willem Einthoven. (Barold, S. Serge. "Willem Einthoven and the birth of clinical electrocardiography a hundred years ago." *Cardiac electrophysiology review* 7.1 (2003): 99-104)

#### *Sviluppo delle tecnologie negli anni '70 e '80*

Grazie all'introduzione dei computer e l'evoluzione della tecnologia dei sensori negli anni '70, si assistette ad un miglioramento nella precisione dei dispositivi di monitoraggio. Gli ospedali iniziarono ad utilizzare monitor multiparametrici, per poter rilevare contemporaneamente più variabili fisiologiche. L'introduzione di sensori indossabili, quindi di dimensioni ridotte, e delle reti digitali ha reso possibile la raccolta e l'analisi in tempo reale di grandi quantità di dati clinici, migliorando la diagnosi e il trattamento.

In questo periodo ci fu anche l'introduzione di tecnologie di imaging, come la tomografia computerizzata (CT) e la risonanza magnetica (MRI), che cambiarono completamente la capacità di visualizzare l'interno del corpo umano senza bisogno dell'intervento manuale chirurgico.

Anche i primi pacemaker, dispositivi che controllano i battiti cardiaci e come citato inizialmente, largamente diffusi, furono sviluppati in questo periodo.

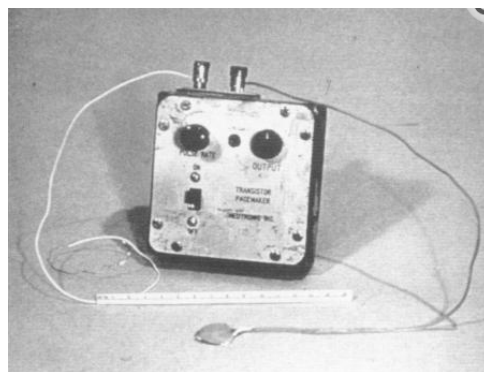


Fig. II: Primo pacemaker prodotto nel 1957. (Nelson GD. *A brief history of cardiac pacing. Tex Heart Inst J.* 1993;20(1):12-8)



### *Il salto digitale degli anni '90 e 2000*

Negli anni '90, il telemonitoraggio e la telemedicina cominciarono a diventare realtà, grazie all'avvento di Internet e ad uno sviluppo esponenziale di tecniche computerizzate. Queste tecnologie permettono tutt'oggi ai medici di monitorare i pazienti a distanza, migliorando l'accesso alle cure in aree remote.

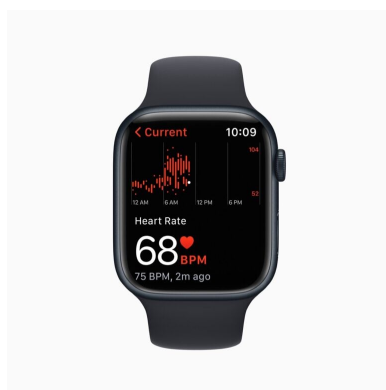
Negli anni 2000, vennero introdotti in maniera definitiva i dispositivi indossabili, come i dispositivi per la misurazione continua della glicemia e i dispositivi di monitoraggio del battito cardiaco, e divennero sempre più piccoli e precisi, permettendo ai pazienti di controllare i propri parametri vitali anche da casa.



*Fig III: Esempio di ECG indossabile per monitoraggio continuo. [9]*

### *Tecnologie attuali e prospettive future*

Oggi, le tecnologie di monitoraggio biomedico utilizzano algoritmi di intelligenza artificiale per rilevare anomalie e prevedere potenziali complicazioni. Dispositivi come smartwatch e braccialetti con sensori integrati sono in grado di monitorare costantemente la salute dell'individuo, collegando i dati ai sistemi di gestione sanitaria. In futuro, l'obiettivo è quello di integrare ancora di più la tecnologia indossabile con la diagnostica personalizzata, per il monitoraggio in tempo reale, e da remoto, di più parametri possibili.



*Fig. IV: Esempio di smartwatch in commercio. (Sito: <https://www.iphoneitalia.com/828975/apple-watch-salva-la-vita-ad-un-utente-californiano-allerta-battito-pacemaker>)*

## **Importanza dei Segnali Biologici nell'Assistenza Sanitaria Moderna**

I segnali biologici, come l'attività elettrica del cuore, la pressione arteriosa, la temperatura corporea, la frequenza respiratoria, la funzionalità dei muscoli, l'attività cerebrale, sono essenziali per la diagnosi e il monitoraggio delle condizioni di salute. Questi segnali forniscono informazioni sullo stato fisiologico di un paziente, permettendo ai medici di prendere decisioni con perfetta cognizione di causa sulle cure da adottare.

In particolare, l'ingegneria medica si occupa di progettare strumenti e dispositivi appropriati per misurare e comprendere i sistemi fisiologici e biologici, e per sviluppare dispositivi in grado di trattare e gestire malattie, che quindi richiede lo studio del funzionamento di tali dispositivi, oltre a manutenzione e modellazione [3].

L'acquisizione corretta di segnali biologici tramite monitoraggio continuo permette una diagnosi precoce di possibili condizioni mediche gravi, quali infarti o ictus, e la gestione di malattie croniche, quali diabete e malattie cardiovascolari. Ciò permette una personalizzazione delle cure in base ai parametri vitali raccolti dalla strumentazione e, grazie ad algoritmi e intelligenza artificiale, è possibile intervenire automaticamente qualora vi fosse bisogno.





# Capitolo 1

## Fondamenti Teorici e Tecniche di Amplificazione

### 1.1 Definizione di Pre-Amplificazione dei Segnali

La pre-amplificazione dei segnali è un processo essenziale in molte applicazioni di strumentazione biomedica, in particolare nei sistemi di acquisizione di segnali deboli, come quelli provenienti da cuore (ECG), cervello (EEG) o muscoli (EMG).

I principi fondamentali di pre-amplificazione si basano su diverse considerazioni tecniche e progettuali per garantire che i segnali siano amplificati correttamente prima di essere filtrati ed elaborati nella fase finale. Tale step è cruciale per garantire che i segnali siano sufficientemente forti e chiari, per permetterne una corretta interpretazione.

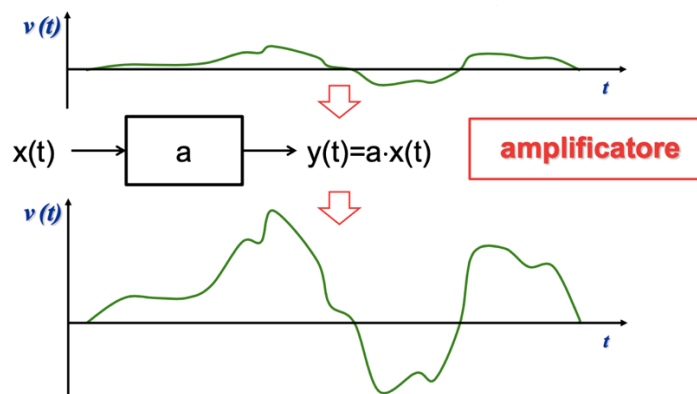


Fig 1.1: Rappresentazione grafica di un segnale sottoposto ad amplificazione. [11]

#### 1.1.1 Principi e importanza della pre-amplificazione

Un passo importante è verificare il corretto adattamento dell'impedenza<sup>2</sup> tra la sorgente del segnale, costituita da sensori/elettrodi, e il pre-amplificatore, in modo da minimizzare la riflessione del segnale e garantirne il massimo trasferimento. È anche essenziale per evitare la degradazione del segnale in ingresso e per migliorare la qualità totale del sistema.

La relazione tra il segnale in ingresso e il segnale in uscita deve mantenersi proporzionale in tutto il range di lavoro del dispositivo: la pre-amplificazione deve essere quindi di tipo lineare, per evitare distorsioni che potrebbero compromettere l'integrità del segnale. Se l'amplificazione fosse ipoteticamente di tipo non lineare, si perderebbe il rapporto tra le varie fasi e le diverse

<sup>2</sup> È una grandezza fisica che rappresenta la resistenza di opposizione al passaggio di corrente nel circuito.

frequenze del segnale registrato in ingresso, portando conseguentemente ad un'errata interpretazione dei valori ottenuti [8].

Altro requisito fondamentale dei pre-amplificatori è il raggiungimento del minor rumore possibile. Il rumore è rappresentato da segnali indesiderati che possono essere aggiunti al segnale utile e generalmente è prodotto dal circuito di amplificazione, ossia dall'apparecchiatura elettronica usata per l'acquisizione. Deve essere mantenuto basso rispetto all'ampiezza del segnale per preservare la qualità e l'informazione biologica corretta. Il rapporto tra il rumore minimizzato e il segnale che si vuole rilevare è chiamato rapporto segnale/rumore (SNR).

I pre-amplificatori hanno la capacità, se progettati correttamente, di selezionare ed amplificare solo delle bande di frequenza specifiche, operando così una prima fase di filtraggio; tale passaggio è particolarmente utile per la rimozione di interferenze e per la focalizzazione su determinate caratteristiche del segnale.

Ad esempio, un pre-amplificatore impiegato nell'EMG può essere configurato per amplificare solo le frequenze corrispondenti all'attività muscolare, rimuovendo rumori a bassa frequenza dovuti al movimento di tutto il corpo, il quale interagisce anche con l'ambiente esterno, ricco di interferenze.

Un ulteriore aspetto importante è l'isolamento elettrico, necessario sia per proteggere il paziente da eventuali scosse elettriche, sia per preservare l'elettronica che costituisce l'intero circuito. Più in particolare, viene definito Circuito di Isolamento il trasformatore<sup>3</sup> dedito a proteggere il paziente da eventuali dispersioni elettriche, mentre il circuito incaricato di proteggere la strumentazione da sovratensioni nel paziente (ad esempio a causa di un defibrillatore<sup>4</sup> o di un elettrobisturi<sup>5</sup>) viene più comunemente chiamato Circuito di Protezione. Quest'ultimo si comporta come un cortocircuito quando esposto a sovratensioni, in modo da interrompere il flusso di corrente tra macchina e paziente.

Tali protezioni sono spesso realizzate tramite l'uso di accoppiamento capacitivo o trasformatori isolanti, di cui si parlerà meglio nel capitolo 3 [9].

---

<sup>3</sup> Dispositivo che permette di trasferire energia elettrica da un circuito ad un altro, senza contatto diretto, tramite induzione elettromagnetica.

<sup>4</sup> Dispositivo che riconosce le alterazioni del ritmo cardiaco e che, se necessario, eroga una scarica elettrica per far ripartire correttamente l'attività cardiaca.

<sup>5</sup> Strumento medico utilizzato in chirurgia per tagliare e coagulare i tessuti mediante corrente elettrica.

## 1.1.2 Caratteristiche degli amplificatori differenziali

Un amplificatore differenziale è un circuito elettronico fondamentale progettato per amplificare la differenza di tensione tra due segnali di ingresso, minimizzando al contempo il guadagno del segnale comune a entrambi gli ingressi. Questo lo rende particolarmente adatto a situazioni in cui si desidera isolare un segnale debole da un fondo rumoroso, oppure dove è necessario migliorare il rapporto segnale-rumore.

L'amplificatore differenziale è, per l'appunto, un dispositivo con due ingressi e un'uscita, il cui valore dipende dalla differenza degli ingressi stessi. All'uscita dell'amplificatore, il segnale ottenuto sarà quindi dato dalla differenza tra i segnali di partenza, moltiplicata per un fattore di amplificazione "A", meglio detto Guadagno di Modo Differenziale [11].

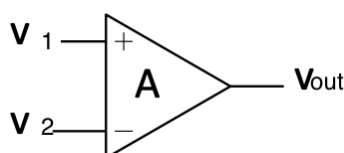


Fig 1.2: Simbolo per indicare l'amplificatore differenziale. [11]

Idealmente, un amplificatore differenziale dovrebbe produrre in uscita un segnale puramente differenziale, cioè la componente comune a entrambi gli ingressi dovrebbe essere eliminata, ma ciò nella realtà non accade mai.

È utile quindi definire un nuovo parametro: il Rapporto di Reiezione di Modo Comune (CMRR, *Common Mode Rejection Ratio*), ovvero il rapporto tra i valori assoluti di guadagno differenziale e guadagno comune [10].

Per essere definito buono ed efficiente, un amplificatore differenziale deve quindi avere le seguenti caratteristiche [6] [19]:

- Alto CMRR: riduce al massimo i segnali comuni alle due linee di ingresso e amplifica solo la differenza tra questi. È misurato in decibel (dB), e con le tecnologie odierne tale rapporto può raggiungere anche i 100 dB.
- Stabile Guadagno di Modo Differenziale: per permettere al segnale di mantenere una qualità costante, il guadagno "A" deve essere stabile e prevedibile nel tempo, senza essere influenzato da variazioni di temperatura o eventi esterni.

- Risposta Lineare: deve essere garantita la proporzionalità tra segnale in uscita e differenza dei segnali in ingresso lungo tutto il tracciato, per preservare l'integrità del segnale.
- Alta impedenza in ingresso: corrisponde alla resistenza necessaria per prelevare una corrente minima dal circuito che precede l'amplificatore, in modo che non interferisca col segnale da acquisire.
- Bassa impedenza in uscita: permette all'amplificatore di pilotare i carichi verso ulteriori stadi di elaborazione, come la conversione analogico digitale, senza perdere informazioni del segnale di interesse, [10].

Il comportamento delle impedenze e i parametri che deve rispettare un buon amplificatore differenziale, come CMRR e guadagni, verranno analizzati più approfonditamente nel seguente paragrafo.

## 1.2 Progettazione e Funzionamento di Amplificatori Differenziali

### 1.2.1 Struttura e componenti principali

Un amplificatore differenziale è composto principalmente da due transistor, dispositivi di amplificazione a semiconduttore drogato, comunemente di silicio, che condividono una sorgente comune. Possono essere di tipo BJT<sup>6</sup> (*Bipolar Junction Transistor*) o di tipo MOSFET<sup>7</sup> (*Metal-Oxide-Semiconductor Field-Effect Transistor*).

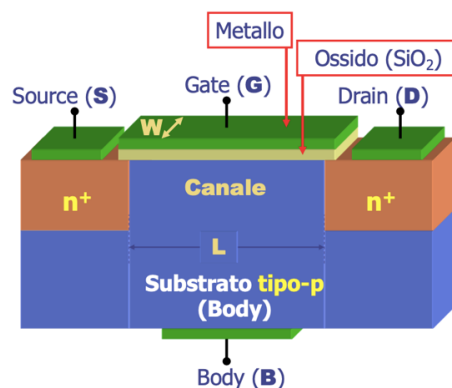


Fig 1.3: Struttura di un MOSFET a canale n. [11]

<sup>6</sup> Transistor che utilizza una giunzione bipolare per amplificare e commutare segnali elettrici. Ha tre terminali chiamati emettitore (E), base (B) e collettore (C).

<sup>7</sup> Transistor che utilizza un campo elettrico per controllare la conduttività del canale compreso tra il terminale 'source' e il terminale 'drain'. Possiede anche un terminale di controllo chiamato 'gate'.



La struttura di base di un amplificatore a stadio differenziale è composta da diverse parti:

- *Ingressi Differenziali*: sono i due ingressi dell'amplificatore, in cui il morsetto indicato dal segno “+” è detto ingresso non invertente, mentre il morsetto indicato dal segno “-” è detto ingresso invertente.
- *Transistor BJT o MOSFET*: come riportato sopra, costituiscono la coppia differenziale, connessi in modo tale da condividere la corrente di sorgente, controllata dalla differenza di tensione tra i due ingressi. Nel caso di BJT, la corrente di base, piccola corrente che ne controlla una più grande tra collettore ed emettitore, è controllata dalla tensione differenziale tra gli ingressi; nei MOSFET, in cui vi sono 3 terminali (*gate*, *source*, *drain*), è la tensione tra il *gate* e il *source* a controllare la corrente del *drain* [6].
- *Carichi Attivi o Resistivi*: i collettori (nel caso di BJT) e i *drain* (nel caso di MOSFET) sono connessi a carichi resistivi, pure resistenze più semplici da analizzare, o carichi attivi, ovvero sorgenti di corrente, che convertono la corrente differenziale in un segnale di tensione. Le sorgenti di corrente attive possono essere realizzate con transistor supplementari, migliorando l'efficienza e le prestazioni dell'amplificatore e incidendo significativamente sul guadagno differenziale del circuito.
- *Sorgente di Corrente Comune*: è la corrente costante che viene iniettata nel punto comune dei due transistor, e corrisponde alla somma delle correnti nei due rami. Contribuisce alla reiezione<sup>8</sup> dei segnali di modo comune, migliorando il CMRR e rendendo il circuito meno sensibile a variazioni della tensione di alimentazione.

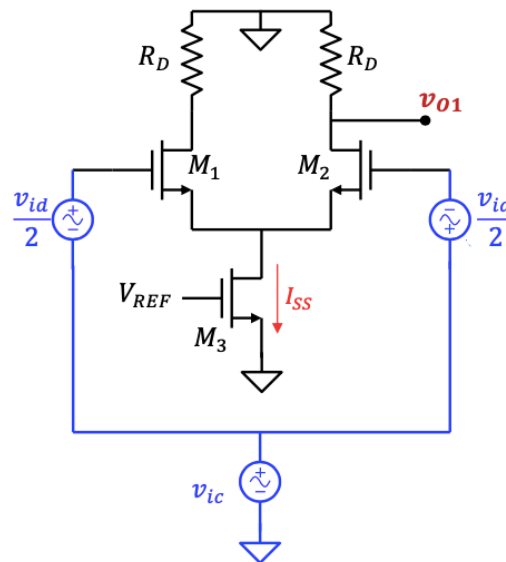


Fig 1.4: Configurazione dello stadio differenziale, con annesso modo comune e modo differenziale (indicati in blu). [11]

<sup>8</sup> Capacità di un sistema di attenuare o eliminare le componenti di disturbo, mantenendo solo il segnale desiderato.

Per convenzione, volendo esprimere al meglio la tensione di uscita in funzione delle due entranti, si fissino le due tensioni di ingresso come  $V_1$  (non invertente) e  $V_2$  (invertente). Si definiscono quindi:

- $V_{id} = V_1 - V_2$  tensione di ingresso di Modo Differenziale
- $V_{ic} = \frac{V_1 + V_2}{2}$  tensione di ingresso di Modo Comune

Applicando il metodo di sovrapposizione degli effetti<sup>9</sup>, è possibile studiare separatamente i due modi, considerandoli indipendenti durante l'analisi dei circuiti equivalenti.

La differenza  $V_{id} = V_1 - V_2$  controlla la corrente che scorre attraverso ciascun transistor.

- Se  $V_1 > V_2$ , il transistor collegato all'ingresso non invertente condurrà più corrente rispetto a quello collegato all'ingresso invertente, aumentando la tensione in uscita.
- Se  $V_1 < V_2$ , il transistor all'ingresso invertente condurrà più corrente, abbassando la tensione in uscita.

Il segnale di uscita riflette quindi la differenza di tensione tra gli ingressi, amplificata dal guadagno differenziale del circuito. Il segnale comune ai due ingressi invece viene minimizzato, migliorando la capacità di rifiutare il rumore di modo comune [11].

### 1.2.2 CMRR, Guadagno Differenziale e Impedenze

Nella progettazione degli amplificatori differenziali, ci sono diversi parametri chiave che influenzano direttamente il rendimento del circuito. Comprendere questi parametri è essenziale per ottimizzare l'amplificatore in base al campo di applicazione. Nello specifico, i più rilevanti sono il CMRR (*Common Mode Rejection Ratio*), il Guadagno di Modo Differenziale, e le impedenze in ingresso e in uscita: qui di seguito, si riportano alcune considerazioni circa l'impatto di tali parametri sulle prestazioni di amplificazione.

Il CMRR misura la capacità dell'amplificatore di sopprimere segnali comuni a entrambi gli ingressi, e la capacità di aumentare la differenza tra i due.

Il suo valore, espresso in decibel (dB), viene calcolato come:

$$CMRR = 20 \log\left(\frac{A_d}{A_{cm}}\right)$$

dove  $A_{cm}$  è il guadagno del segnale di modo comune.

---

<sup>9</sup> Tecnica utilizzata nell'analisi dei circuiti lineari. Afferma che, in un circuito con più sorgenti indipendenti (di tensione o di corrente), la risposta totale del sistema (corrente o tensione in un determinato punto) è uguale alla somma delle risposte individuali prodotte da ciascuna sorgente, considerata una alla volta.

Un CMRR elevato indica una maggiore efficacia della strumentazione e risulta cruciale in ambienti rumorosi, come quelli industriali o medici, dove interferenze elettromagnetiche e rumori di fondo possono compromettere facilmente la qualità del segnale. Negli amplificatori differenziali utilizzati in applicazioni biomediche, un alto CMRR è fondamentale per ottenere misurazioni accurate e affidabili dei segnali fisiologici, spesso sommersi da rumore proveniente non solo dalla strumentazione, ma anche da altri segnali fisiologici che si verificano nella stessa zona di misurazione [11] [19].

Il guadagno differenziale è definito come il rapporto tra la tensione di uscita  $V_{out}$  e la differenza tra le tensioni di ingresso  $V_{id} = V_1 - V_2$ .

$$A_d = \frac{V_{out}}{V_1 - V_2}$$

Un guadagno differenziale elevato è essenziale per amplificare piccoli segnali differenziali, soprattutto in presenza di interferenze esterne. In applicazioni biomediche, dove i segnali elettrici del corpo sono molto piccoli, un alto guadagno differenziale è basilare per rilevare segnali utili, quali segnali cardiaci, muscolari, cerebrali o potenziali evocati<sup>10</sup>.

Tuttavia, un guadagno troppo alto può portare a instabilità o distorsione del segnale, specialmente se il circuito non è adeguatamente progettato per gestire segnali di grandi ampiezze [11].

L'impedenza di ingresso  $Z_{in}$  è la resistenza che l'amplificatore offre ai segnali in ingresso. Un'alta impedenza di ingresso è desiderabile per garantire che l'amplificatore non influenzi il circuito di sorgente, ovvero il primo step della fase di acquisizione. Se l'impedenza di ingresso dell'amplificatore fosse troppo bassa, potrebbe causare una distorsione del segnale in conseguenza di un carico eccessivo sulla sorgente.

In applicazioni biomediche, un'alta impedenza di ingresso minimizza l'interferenza e garantisce una misura più accurata [19].

L'impedenza di uscita  $Z_{out}$  è la resistenza che l'amplificatore presenta al segnale in uscita. Un'impedenza di uscita bassa è preferibile per assicurare un'efficiente trasmissione del segnale amplificato al carico successivo, come un circuito di filtraggio o di conversione analogico-digitale (meglio trattati nel capitolo 2); permette inoltre di mantenere sia l'integrità,

---

<sup>10</sup> Risposta elettrica generata dal sistema nervoso centrale o periferico, in risposta ad uno stimolo esterno specifico, come un suono, una luce o uno stimolo tattile.

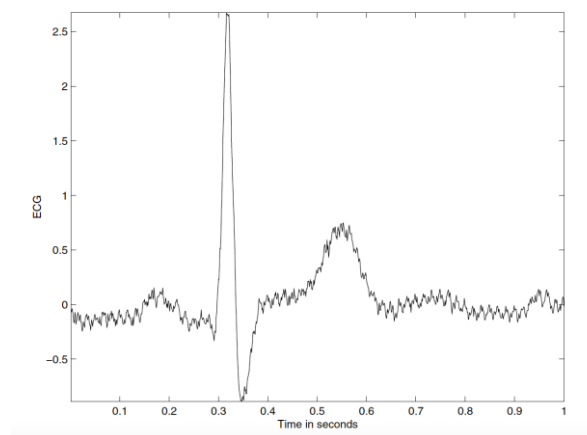
specialmente quando l'amplificatore è collegato a carichi con impedenza variabile, sia la linearità del segnale [9].

La linearità di un amplificatore differenziale si riferisce alla capacità di mantenere una relazione proporzionale tra il segnale di ingresso differenziale e il segnale di uscita: una buona linearità è essenziale per evitare distorsioni e garantire che l'uscita dell'amplificatore sia una rappresentazione accurata del segnale in ingresso, sebbene aumentata in ampiezza grazie al guadagno di amplificazione differenziale.

Nella strumentazione biomedica, una linearità elevata risulta necessaria per evitare che eventuali alterazioni nascondano o alterino i segnali fisiologici.

Infine, da non sottovalutare è il rumore in un amplificatore differenziale, che può essere di varia natura: rumore casuale, proveniente da un processo random come il disturbo termico, rumore strutturale, legato al design sperimentale del dispositivo, ed interferenza fisiologica, segnali aggiuntivi generati da processi biologici diversi rispetto a quello d'interesse [12].

La minimizzazione del rumore serve a preservare la fedeltà del segnale, in quanto garantisce un alto rapporto segnale/rumore (SNR) che favorisce la precisione e l'affidabilità delle misure.



*Fig. 1.5: Effetto di un rumore a 50 Hz su un segnale ECG. [12]*

### **1.3 Tipi di Amplificatori Differenziali**

Esistono diverse tipologie di amplificatori differenziali, che in genere vengono denominate in base alle caratteristiche circuitali. Nell'ambito di segnali di piccola ampiezza, d'interesse in questa trattazione, i più importanti sono sicuramente gli amplificatori operazionali e gli amplificatori strumentali. Entrambi sono fondamentali nell'elettronica delle apparecchiature biomediche e rispettano tutte le caratteristiche di un buon amplificatore differenziale, ma ognuno ha i propri punti di forza a seconda dell'applicazione specifica. Ad esempio, gli

operazionali sono più versatili e semplici a livello strutturale, mentre gli amplificatori strumentali, più complessi, sono progettati per applicazioni che richiedono la massima precisione e stabilità.

### 1.3.1 Amplificatori Operazionali

Gli amplificatori operazionali (*op-amp*) sono amplificatori ad alte prestazioni caratterizzati da un'elevata amplificazione di tensione e da una configurazione circuitale molto versatile. Gli *op-amp* sono utilizzati per realizzare non solo amplificatori ma anche filtri, regolatori di tensione, convertitori e molto altro.

Gli operazionali ideali sono degli amplificatori differenziali con guadagno infinito, resistenza in ingresso infinita, resistenza in uscita nulla e tensione dipendente solo dalla differenza di potenziale degli ingressi: nella realtà però, ciò non è realizzabile. Negli *op-amp* reali, anche quando i terminali d'ingresso sono posti a tensione nulla (detta 'massa'), la tensione di uscita presenta sempre una componente continua: si può immaginare quindi che questa tensione sia prodotta da un piccolo potenziale in ingresso, che viene poi amplificato dall'operazionale. Tale tensione viene chiamata Tensione di Offset.

La componente di *offset* può essere modellata con un generatore di tensione posto in serie all'ingresso dell'amplificatore; aggiungendo un potenziometro<sup>11</sup> al circuito dell'operazionale, è possibile misurare e di conseguenza rimuovere manualmente l'*offset* [11]. Gli operazionali sono pertanto adatti nel mantenimento di una tensione di uscita stabile in presenza di variazioni di carico o tensione di ingresso.

Sono inoltre usati per realizzare filtri passa-basso, passa-alto, passa-banda, e nei convertitori da analogico a digitale, approfonditi nei capitoli successivi [6].

Gli *op-amp* possono essere strutturati in molti modi diversi, e per questo sono definiti molto versatili: di seguito, si riportano alcune delle configurazioni più comuni.

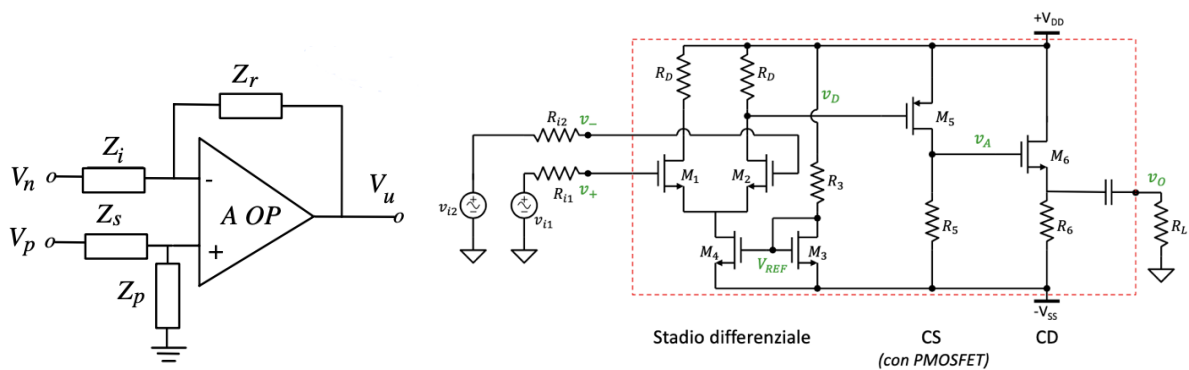


Fig 1.6: Rappresentazione compatta e modello circuitale di un differenziale basato su *op-amp*. [9][11]

<sup>11</sup> Dispositivo elettronico che controlla e regola tensione, corrente e potenza in un circuito.

### 1.3.2 Amplificatori Strumentali

Gli amplificatori strumentali sono una classe specifica di amplificatori differenziali utilizzati in applicazioni dove è necessaria un'alta precisione e un'elevata reiezione del rumore, come nei sistemi di acquisizione dati, nelle apparecchiature medicali (ad esempio per ECG, EEG, EMG), nei sistemi di misura industriali e in laboratorio.

A differenza dei semplici operazionali, gli amplificatori strumentali sono molto più complessi da realizzare: questo limite riduce significativamente la versatilità dell'apparecchio, ma al contempo lo rende più accurato e puntuale nella registrazione del segnale [11]. Un amplificatore strumentale può avere generalmente due o tre stadi.

L'amplificatore a due stadi è composto da:

- Primo stadio: tipicamente due amplificatori operazionali configurati come *buffer*<sup>12</sup> o amplificatori differenziali, che forniscono un guadagno iniziale e un'elevata impedenza d'ingresso.
- Secondo stadio: un amplificatore differenziale che aumenta ulteriormente il segnale differenziale proveniente dal primo stadio e fornisce l'uscita desiderata.

Il design a due fasi è più semplice e richiede meno componenti, il che può tradursi in un costo inferiore e una progettazione più rapida, ma anche in un consumo di potenza inferiore.

Allo stesso tempo, la reiezione di modo comune (CMRR) e il guadagno massimo potrebbero essere inferiori rispetto a un design a tre fasi, specialmente in condizioni di alta frequenza e basso rumore.

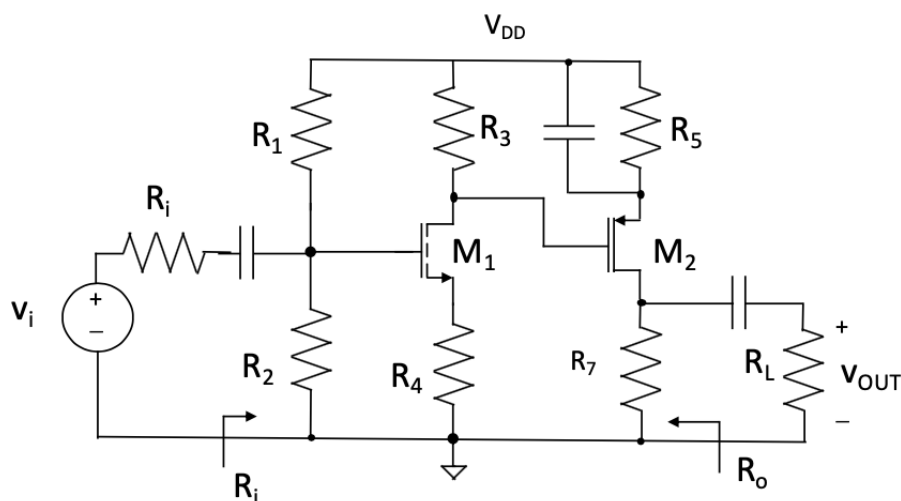


Fig. 1.7: Configurazione di un amplificatore a due stadi accoppiato in corrente continua. [11]

<sup>12</sup> Dispositivo che agisce come un intermediario protettivo che permette una comunicazione più efficiente tra le diverse parti di un circuito.

L'amplificatore a tre stadi è invece composto da:

- Primo stadio: due amplificatori operazionali agiscono come *buffer* per fornire un'elevata impedenza d'ingresso e iniziare l'amplificazione del segnale differenziale.
- Secondo stadio: un amplificatore differenziale intermedio che fornisce maggiore guadagno e contribuisce a migliorare il CMRR.
- Terzo stadio: un amplificatore differenziale finale che fornisce l'uscita desiderata e migliora ancora di più la reiezione di modo comune.

Negli strumentali a tre fasi, la reiezione di modo comune è di media superiore grazie alla presenza di uno stadio aggiuntivo che può eliminare ulteriormente il rumore comune. Il guadagno utile è suddiviso in tre step, in modo da ottenere un guadagno complessivo più elevato senza intaccare la stabilità del circuito.

La presenza di tre stadi consente una maggiore flessibilità nella progettazione, permettendo di ottimizzare ogni stadio per specifiche caratteristiche.

D'altra parte, però, la configurazione a tre fasi è più complessa da realizzare, in quanto richiede un maggior numero di componenti. Logicamente, l'utilizzo di più componenti porta a un maggiore consumo di energia e ad un accumulo di sorgenti di rumore [13][14][15].

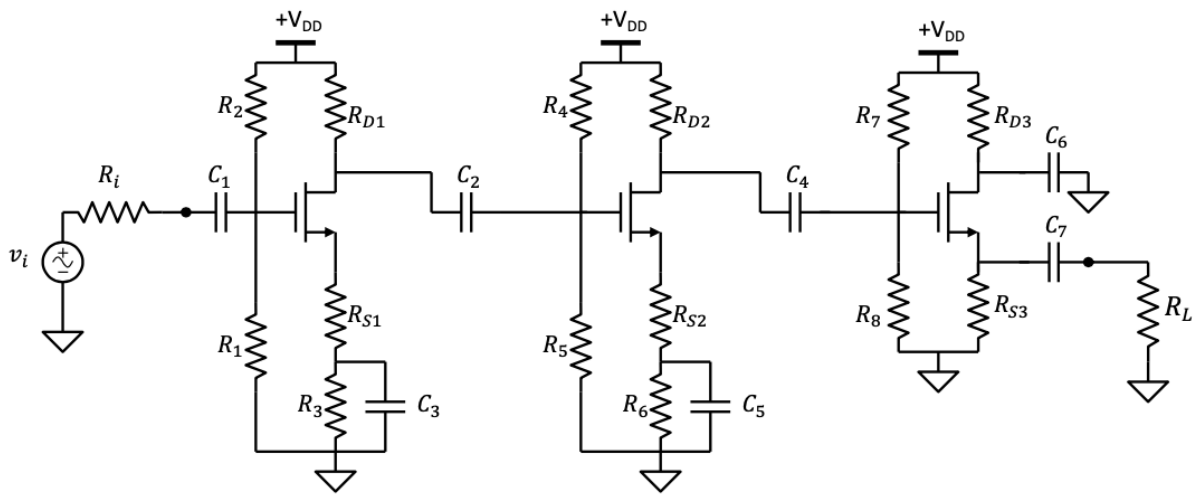


Fig. 1.8: Configurazione di un amplificatore a tre stadi accoppiato in corrente alternata. [11]

Due degli amplificatori strumentali più comuni sono l'INA114<sup>13</sup> o l'INA333<sup>14</sup> (brevettati dalla *Texas Industries*), che offrono un'elevata precisione, un basso rumore e un guadagno facilmente configurabile tramite una singola resistenza [15].

<sup>13</sup> Amplificatore strumentale di precisione, ideale per amplificare segnali di piccola ampiezza in ambienti rumorosi.

<sup>14</sup> Amplificatore strumentale per amplificazioni a basso costo, ideale in configurazioni a guadagno fisso e layout compatto, soprattutto in ambito industriale.

Gli amplificatori strumentali sono specialmente utilizzati per ottenere di misurazioni accurate in ambienti rumorosi e per lavorare con segnali deboli, mantenendo un'alta fedeltà del segnale originale.

## 1.4 Elettrodi Unipolari e Bipolari

Gli elettrodi unipolari e bipolari sono utilizzati in diverse applicazioni mediche ed elettrofisiologiche, come l'elettrocardiografia (ECG), l'elettroencefalografia (EEG), e altre tecniche di monitoraggio bioelettrico. La principale differenza tra questi elettrodi riguarda le modalità con cui rilevano e registrano i segnali elettrici nel corpo.

Vengono definiti elettrodi unipolari quando il segnale viene rilevato tra un elettrodo localizzato sopra il muscolo ed uno fuori dalla zona elettricamente attiva (zona neutra).

Vengono invece chiamati elettrodi bipolari quando si usa un amplificatore differenziale per rilevare segnali prelevati tra due punti sullo stesso muscolo, solitamente allineati in direzione delle fibre. Il posizionamento degli elettrodi varia a seconda del sistema muscolare d'interesse: maggiore è il numero di fibre coinvolte, maggiore sarà il segnale registrato.

Strati di lipidi, ovvero di tessuto grasso, sono una variabile fisiologica determinante nella ricezione del segnale, in quanto creano uno spessore di isolamento che attenua il segnale [12].

### 1.4.1 Differenze e Applicazioni Pratiche

Negli elettrodi unipolari, il potenziale elettrico misurato proviene da un elettrodo attivo (detto anche esploratore), posto sul muscolo, e un punto di riferimento fisso, che spesso è un elettrodo posto a massa o un punto del corpo considerato a potenziale zero.

Il punto di riferimento può essere un elettrodo specifico o una combinazione di più elettrodi (che creano una somma di più segnali per ottenere un potenziale medio).



Fig 1.9: Esempio di elettrodi unipolari per registrazioni ECG. [12]



Nei primi studi di elettrocardiografia ECG, l'ingegnere Eugene Wilson introdusse il concetto di derivazioni precordiali unipolari per misurare il potenziale elettrico del cuore rispetto ai tre elettrodi degli arti, collegati in serie ad un punto a tensione nulla detto Terminale Centrale di Wilson (TCW) [16]. Per avere un punto che si trovi fisicamente al potenziale di Wilson, è necessario collegare le derivazioni con una rete di resistenze a stella<sup>15</sup>, dove il centro stella diventa il TCW. Egli istituì 6 nuove derivazioni (chiamate appunto precordiali unipolari) con elettrodi esploratori posti sul torace, per consentire la registrazione del vettore cardiaco<sup>16</sup> anche nel piano trasversale [9].

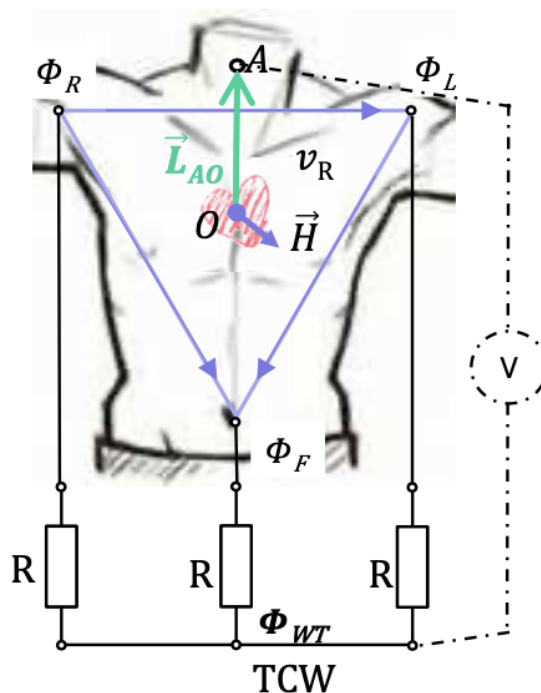


Fig. 1.10: Rappresentazione di una rete di resistenze a stella, collegate al TCW e ad un voltmetro per la misurazione di tensione. [9]

In elettroencefalografia EEG ed elettromiografia EMG, gli elettrodi unipolari sono utilizzati per registrare rispettivamente l'attività elettrica del cervello e dei muscoli, dove ogni elettrodo esploratore è confrontato con un punto di riferimento comune.

Nonostante gli unipolari abbiano una configurazione relativamente semplice, il solo elettrodo attivo rende la misurazione più suscettibile a rumori esterni e interferenze elettriche, influenzando la qualità del segnale.

<sup>15</sup> Configurazione di resistori in cui tre o più resistenze sono collegate ad un punto centrale comune, formando una struttura che ricorda una stella o un punto nodale.

<sup>16</sup> Rappresentazione vettoriale della contrazione e del rilassamento di atri e ventricoli durante il ciclo cardiaco.

Gli elettrodi bipolari misurano invece il potenziale elettrico differenziale tra due punti attivi nella zona di interesse, senza la necessità di un punto di riferimento fisso, grazie all'uso di un amplificatore differenziale: il segnale registrato rappresenta quindi la differenza di potenziale elettrico tra i due elettrodi operanti.



Fig. 1.11: Esempio di elettrodi bipolari usati nell'EEG. [12]

Willem Einthoven, nel 1908, conia per primo il termine “elettrocardiografia ECG” introducendo un sistema di derivazioni bipolari standard, posto sul piano frontale, chiamato Triangolo di Einthoven: la prima derivazione misura la differenza di potenziale tra braccio sinistro e braccio destro, la seconda tra gamba sinistra e braccio destro, e la terza tra gamba sinistra e braccio sinistro. Per far ciò, è necessario che su ogni arto coinvolto siano posizionati un terminale positivo e uno negativo (che creano l'ambiente bipolare) [9][16].

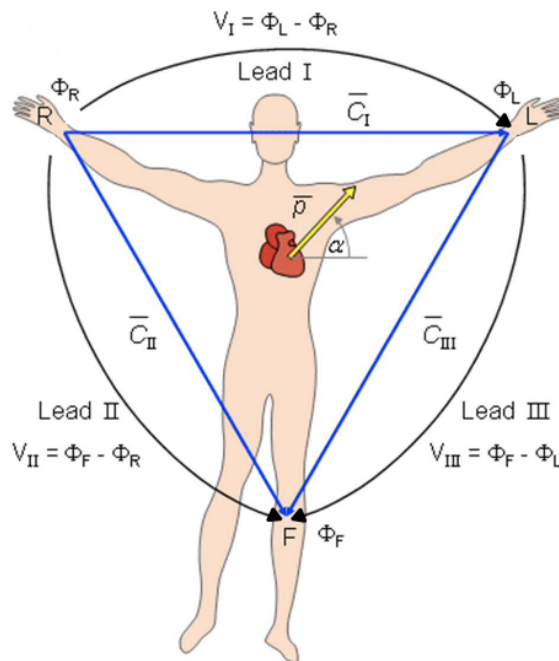


Fig. 1.12: Posizione delle derivazioni unipolari standard di Einthoven. (Malmivuo, J., & Plonsey, R. (1995). *Bioelectromagnetism: principles and applications of bioelectric and biomagnetic fields*. Oxford University Press, USA.)

In egual modo, gli elettrodi bipolari possono essere utilizzati anche nella registrazione elettroencefalografica ed elettromiografica, dando misure specifiche rispettivamente nella mappatura cerebrale e nel monitoraggio muscolare.

Gli elettrodi bipolari sono maggiormente impiegati in ambienti rumorosi e soggetti ad interferenze, fornendo tracciati estremamente dettagliati, ma al contempo necessitano di due punti di contatto attivi, che rendono la configurazione più complessa rispetto a quella unipolare.

In generale, è bene adottare alcuni accorgimenti sul posizionamento degli elettrodi, per rilevare il miglior segnale possibile. Ad esempio, la distanza inter-elettrodo deve essere ben bilanciata per mediare al meglio l'ampiezza e la selettività: più il segnale è ampio, meno è selettivo a determinate frequenze, con la conseguente perdita di informazioni.

Anche la quantità e la dimensione degli elettrodi è significativa per la qualità del segnale rilevato, e devono essere scelti in base alla rilevazione che si vuole effettuare e al muscolo coinvolto. Per ultimo, è buona norma posizionare gli elettrodi parallelamente alle fibre attive e nel punto dove il fuso muscolare, come nel caso di EMG, è più ingrossato [22].

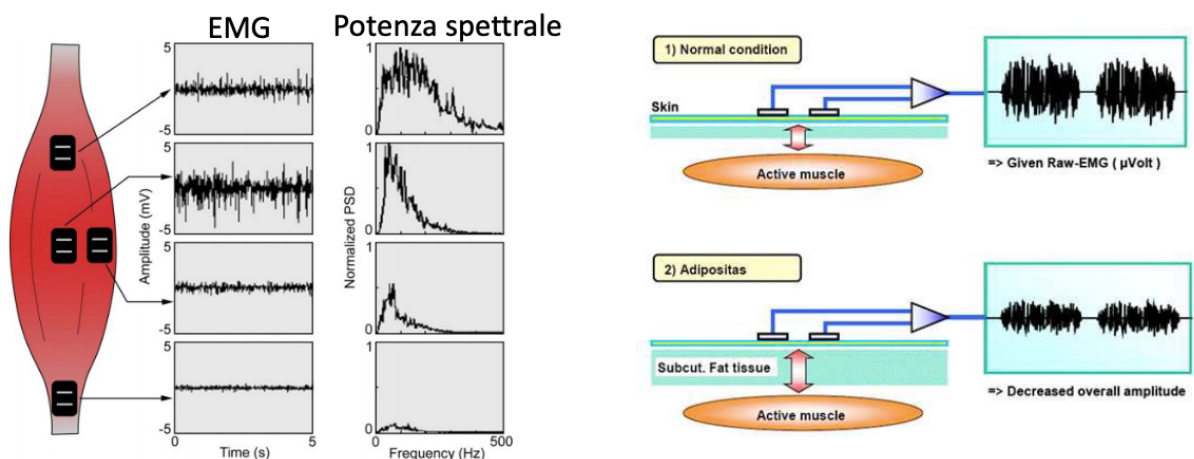


Fig. 1.13: Influenza del segnale in base al posizionamento degli elettrodi in un muscolo ed effetto di strati di lipidi nella registrazione del segnale EMG. [12]

## 1.4.2 Tipi di Elettrodi e Materiali per la Produzione

Gli elettrodi sono componenti essenziali in molti dispositivi tecnologici e sistemi energetici, inclusi batterie, supercondensatori<sup>17</sup> e sensori biomedici.

La scelta dei materiali e delle tecnologie di produzione per questi elettrodi è cruciale per garantire precisione, comfort e durata di adesione alla cute.

<sup>17</sup> Dispositivi di accumulo di energia elettrica, con capacità di ricarica e scarica molto più rapida delle batterie e con capacità di stipare maggiore energia rispetto ai condensatori tradizionali.

Il materiale principale impiegato per la produzione di elettrodi ECG, EMG ed EEG è l'argento/cloruro d'argento (Ag/AgCl), che garantisce stabilità e bassa impedenza: tali elettrodi sono in genere rivestiti con gel conduttivo per migliorare il contatto con la pelle e ridurre l'impedenza [14]. In applicazioni avanzate si usano anche carbonio e ossido di indio-stagno (ITO) [20].

Gli elettrodi utilizzati nel monitoraggio si dividono essenzialmente in:

- Elettrodi superficiali: elettrodi applicati direttamente sulla cute, che implicano l'uso di gel conduttivi per favorire il trasferimento del potenziale; per prevenire artefatti, si usano spesso elettrodi flottanti (con la capacità di muoversi in base al moto del muscolo), a piastra metallica, a suzione. Alcuni elettrodi superficiali sono a disco, a coppetta e a spugna [21].
- Elettrodi interni: necessitano l'inserimento sottocutaneo per la registrazione del segnale; sono denominati anche elettrodi percutanei, ed il più comune è ad ago ipodermico [9][22].
- Microelettrodi: trovano impiego nel campo di monitoraggio intracellulare (0.5-10 micron); sono rivestiti da uno strato vetroso e scolpiti con elettrolisi<sup>18</sup> [9].



1.14: Tipologie di elettrodi usati nell'acquisizione di segnali bioelettrici. [21]

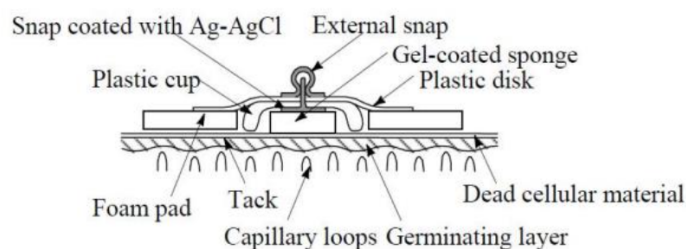


Fig 1.15: Composizione di un elettrodo flottante. [9]

<sup>18</sup> Processo chimico che utilizza corrente elettrica per indurre una reazione chimica non spontanea.

# Capitolo 2

## Tecniche di Filtraggio dei Segnali

Il filtraggio è una tecnica fondamentale utilizzata nell'elaborazione di segnali, per rimuovere specifici elementi indesiderati. Si divide in filtraggio analogico e filtraggio digitale.

- Filtri analogici: lavorano su segnali continui con componenti fisici quali resistori, condensatori e induttori, che permettono di manipolare direttamente il segnale elettrico. I più importanti sono i passa-basso, i passa-alto, i notch e i passa-banda.
- Filtri digitali: operano su segnali campionati<sup>19</sup> utilizzando algoritmi matematici, hardware e software in grado di processare il segnale numerico, fornendo una maggiore precisione. Si dividono in due classi principali: filtri FIR (*Finite Impulse Response*), che garantiscono maggior stabilità e precisione, e filtri IIR (*Infinite Impulse Response*), con caratteristiche ricorsive<sup>20</sup>, utilizzati quando è necessaria una risposta più rapida [12]. Altro esempio rilevante di filtro digitale sono i filtri Kalman<sup>21</sup>, utili quando si lavora con dati rumorosi o incompleti, come spesso accade nell'ECG [23].

### 2.1 Filtri Passa-Basso, Passa-Alto, Passa-Banda, Notch

I filtri impiegati maggiormente nella ricezione ECG, EEG ed EMG sono di tipo analogico, in particolare i passa-basso, i passa-alto, i passa-banda e i notch (o elimina-banda).

Nei seguenti paragrafi, verranno analizzati i principi di base, i campi di impiego e la progettazione di ogni filtro citato.

#### 2.1.1 Principi di funzionamento e Applicazioni

##### *Filtri Passa-Basso (Low-Pass Filters)*

Un filtro passa-basso consente il passaggio delle frequenze inferiori ad una specifica, chiamata frequenza di taglio ( $F_c$ ), e attenua quelle superiori. Si basa sul fatto che componenti come resistori, condensatori e induttori, in configurazione opportuna, presentano impedenze variabili

---

<sup>19</sup> Segnali continui convertiti in una sequenza di valori discreti nel tempo, ovvero una serie di numeri che possono essere memorizzati e processati nel tempo.

<sup>20</sup> L'algoritmo ricorsivo si verifica quando l'output di un sistema dipende non solo dal suo input, ma anche da input e output avvenuti precedentemente.

<sup>21</sup> Utilizzato per stimare lo stato di un sistema dinamico in presenza di rumori e incertezze.

con la frequenza del segnale. Vengono impiegati nell'acquisizione di biosegnali per eliminare rumori ad alta frequenza e nelle biommagini per ridurre la granularità o il rumore [25].

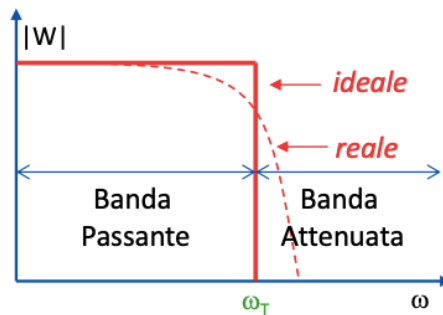


Fig 2.1: Comportamento della funzione di trasferimento in funzione della frequenza (anche detta pulsazione) di taglio, utilizzando un filtro passa-basso. [11]

#### Filtri Passa-Alto (High-Pass Filters):

Un filtro passa-alto lascia passare le frequenze superiori alla frequenza di taglio selezionata ( $F_c$ ), e attenua quelle inferiori. Si ottiene semplicemente invertendo il comportamento del filtro passa-basso. Vengono utilizzati per rimuovere componenti a bassa frequenza in segnali fisiologici (ECG, EEG), o per migliorare la nitidezza di un'immagine accentuando i bordi [25].

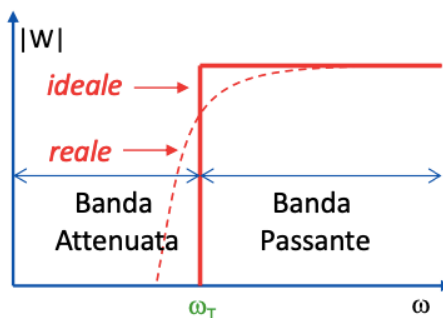


Fig 2.2: Comportamento della funzione di trasferimento in funzione della frequenza (anche detta pulsazione) di taglio, utilizzando un filtro passa-alto. [11]

#### Filtri Passa-Banda (Band-Pass Filters):

Un filtro passa-banda consente il passaggio di un intervallo specifico di frequenze e attenua tutte le altre. È costruito tramite una combinazione di filtri passa-basso e passa-alto. Vengono utilizzati, per esempio, nell'analisi delle onde cerebrali in EEG per isolare bande come alfa, beta e theta<sup>22</sup>, e nei sistemi audio per isolare frequenze musicali specifiche [12][24].

<sup>22</sup> Rappresentano diverse frequenze di oscillazione dell'attività cerebrale, che possono essere correlate a stati mentali e attività cognitive specifiche.

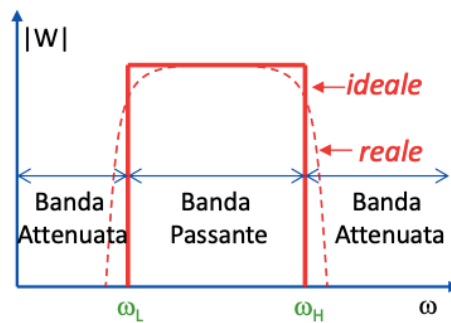


Fig 2.3: Comportamento della funzione di trasferimento in funzione della frequenza (anche detta pulsazione) di taglio, utilizzando un filtro passa-banda. [11]

*Filtri Notch (Elimina-Banda o Band-Stop Filters):*

Un filtro notch blocca una specifica banda di frequenze e lascia passare tutte le altre. Funziona come un'inversione del filtro passa-banda, attenuando fortemente solo una fascia ristretta. Vengono utilizzati per eliminare interferenze specifiche, come la frequenza della rete elettrica (50/60 Hz) in sistemi di acquisizione di segnali (ECG, EEG), o per rimuovere risonanze indesiderate in sistemi audio [24].

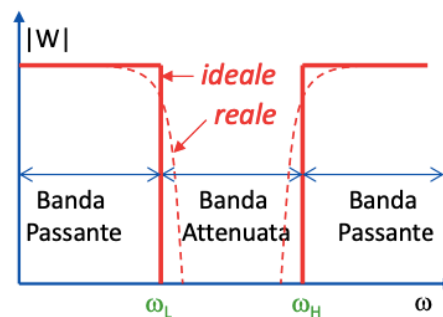


Fig 2.4: Comportamento della funzione di trasferimento in funzione della frequenza (anche detta pulsazione) di taglio, utilizzando un filtro elimina-banda. [11]

### 2.1.2 Progettazione di filtri

Si richiamino dei concetti fondamentali per la comprensione del piano matematico complesso, utile per la progettazione di filtri [26].

- Sistema lineare tempo-invariante (LTI): è un modello matematico che rispetta la caratteristica della linearità, ovvero quando la risposta a una combinazione lineare di ingressi è una combinazione lineare delle rispettive uscite, e della tempo-invarianza, ovvero quando una traslazione temporale nell'ingresso provoca la stessa traslazione nell'uscita.
- Funzione di trasferimento: è una funzione matematica che descrive il rapporto tra l'ingresso e l'uscita di un sistema LTI. Per sistemi discreti, si indica generalmente con

$H(z)$ , ed esprime completamente il comportamento del filtro, in ampiezza e in fase in funzione della frequenza.

- Poli: sono associati alle soluzioni del denominatore della funzione di trasferimento (generalmente indicati nel piano complesso con “X”).
- Zeri: sono associati alle soluzioni del numeratore della funzione di trasferimento (generalmente indicati nel piano complesso con “O”).

Il metodo più comune per la progettazione di un filtro è il posizionamento di zeri e poli della funzione di trasferimento del sistema: si basa sullo studio dell’effetto che poli e zeri hanno sulle caratteristiche della risposta in frequenza del sistema [12].

Gli obiettivi quindi sono:

- Posizionare i poli in prossimità del cerchio unitario del piano complesso nei punti corrispondenti alle frequenze del segnale di ingresso da enfatizzare.
- Posizionare gli zeri in prossimità del cerchio unitario del piano complesso nei punti corrispondenti alle frequenze del segnale di ingresso da attenuare.

È necessario mantenere invariate le caratteristiche del sistema LTI coinvolto tramite alcuni accorgimenti. Per mantenere i vincoli di realizzabilità e stabilità:

- Tutti i poli del filtro devono cadere all’interno del cerchio unitario (cerchio di raggio 1), mentre gli zeri possono essere posizionati in qualunque punto del piano.
- Tutti i poli e gli zeri devono essere presenti in coppie coniugate complesse, per far sì che la risposta dell’impulso del filtro sia definita su coefficienti reali.

Per mantenere la causalità<sup>23</sup> invece, il numero di poli deve sempre essere maggiore o uguale al numero di zeri.

Per ogni filtro preso in considerazione, applicando il ragionamento sopra scritto, è possibile stilare delle linee guida generali da seguire.

#### ○ Progettazione di un Filtro Passa-Basso

I poli della funzione di trasferimento vanno posti vicini al cerchio unitario, ma sempre all’interno per garantire la stabilità del sistema, nei punti corrispondenti alle basse frequenze (a pulsazione  $\omega = 0$ ).

La forma della curva dipende unicamente dalla posizione dei poli: quanto più il polo si trova vicino al cerchio unitario, tanto più il filtro è selettivo alle basse frequenze.

---

<sup>23</sup> Un sistema è causale se l’output dipende solo da valori passati o presenti dell’input, e non da valori futuri.



Per attenuare ancora di più il segnale, gli zeri vanno sempre posti vicino al cerchio unitario, ma in corrispondenza delle alte frequenze ( $\omega = \pi$ ), anche in coppie di complessi coniugati ( $\omega = \pm\pi/2$ ).

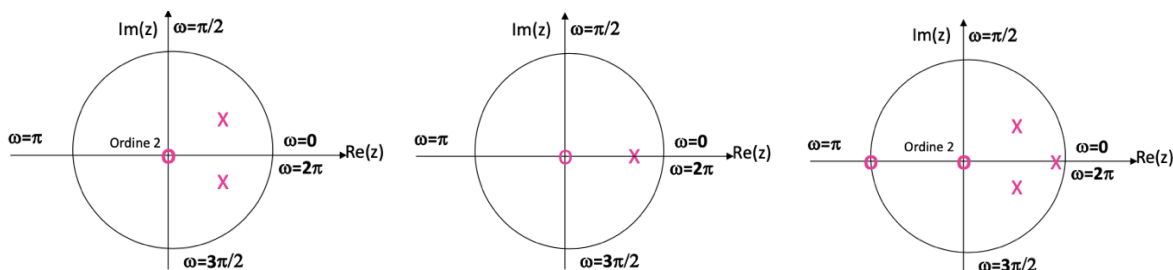


Fig. 2.5: Esempi di posizionamento di zeri e poli nella progettazione di un filtro passa-basso. [12]

○ Progettazione di un Filtro Passa-Alto

I poli della funzione di trasferimento vanno posti vicino e all'interno del cerchio unitario, nei punti corrispondenti alle alte frequenze (a pulsazione  $\omega = \pi$ ), anche in coppie di complessi coniugati.

Gli zeri vanno posti sempre vicino al cerchio unitario, ma in corrispondenza delle basse frequenze ( $\omega = 0$ ).

In pratica, da passa-basso a passa-alto basta invertire i segni di zeri e poli, per poter enfatizzare le alte frequenze.

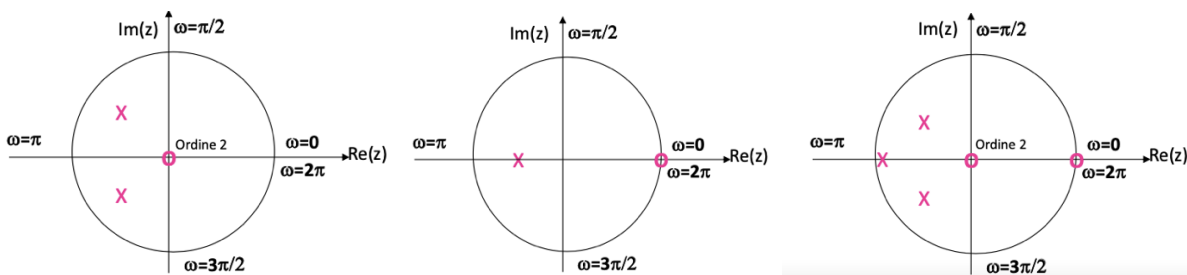


Fig. 2.6: Esempi di posizionamento di zeri e poli nella progettazione di un filtro passa-alto. [12]

○ Progettazione di un Filtro Passa-Banda

Sfruttando le conoscenze di progettazione di filtro passa-alto e passa-basso, per costruire un filtro passa-banda è sufficiente porre una o più coppie di poli complessi coniugati vicino al cerchio unitario e, in particolare, nei pressi della banda di frequenze che compone la banda passante, ovvero quella di interesse.

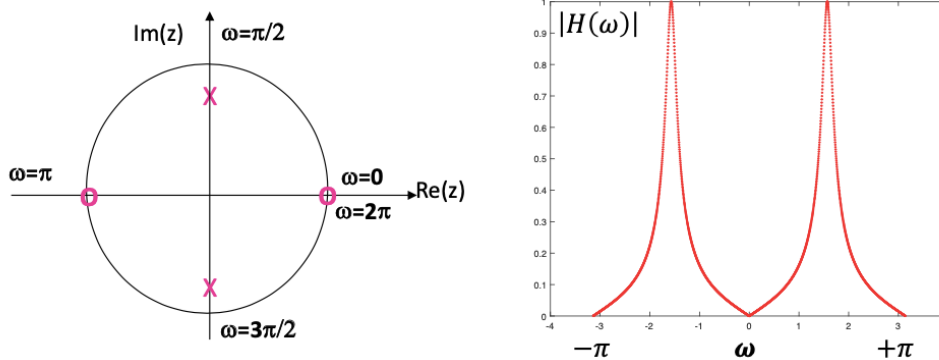


Fig. 2.7: Esempio di posizionamento di zeri e poli nella progettazione di un filtro passa-banda ed effetto sulla funzione di trasferimento del sistema. [12]

○ Progettazione di un Filtro Notch

Una volta identificata la frequenza di notch, ovvero la frequenza da attenuare, si posizionano uno zero sul cerchio unitario in corrispondenza della frequenza da eliminare, e un polo il più possibile vicino allo zero. Ad esempio, se la frequenza di notch fosse  $\omega = 0$ , lo zero verrebbe posto esattamente in quel punto nel cerchio unitario, ovvero per valori di  $z = 1$ , mentre il polo quanto più a ridosso dello zero, ma sempre all'interno del cerchio unitario, quindi in  $z = 0.9$ . Quanto più il polo è vicino alla frequenza da eliminare, tanto più rapida è la transizione della funzione di trasferimento verso il valore massimo (1).

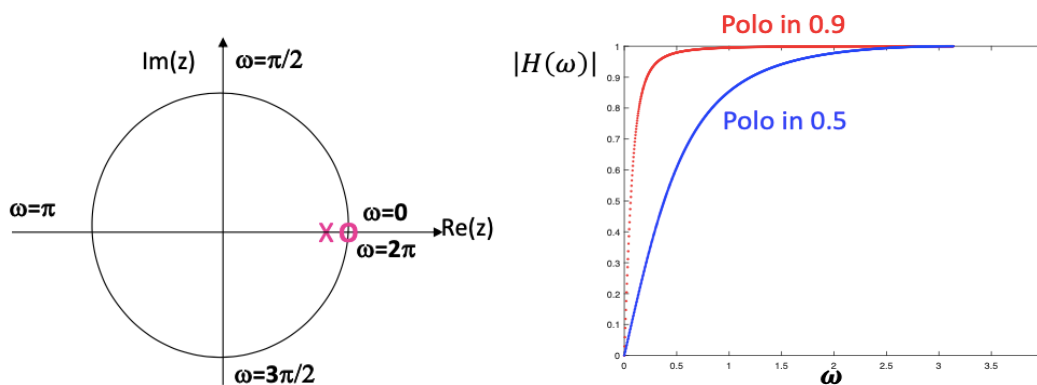


Fig. 2.8: Esempio di posizionamento di zeri e poli nella progettazione di un filtro elimina-banda ed effetto sulla funzione di trasferimento del sistema. [12]

In generale, nel caso di un segnale biomedico, è utile combinare più filtri tra loro, in modo tale da concentrare l'attenzione sulle componenti di interesse, eliminare il rumore, di norma alle alte frequenze, e le interferenze biologiche, di norma alle basse frequenze.

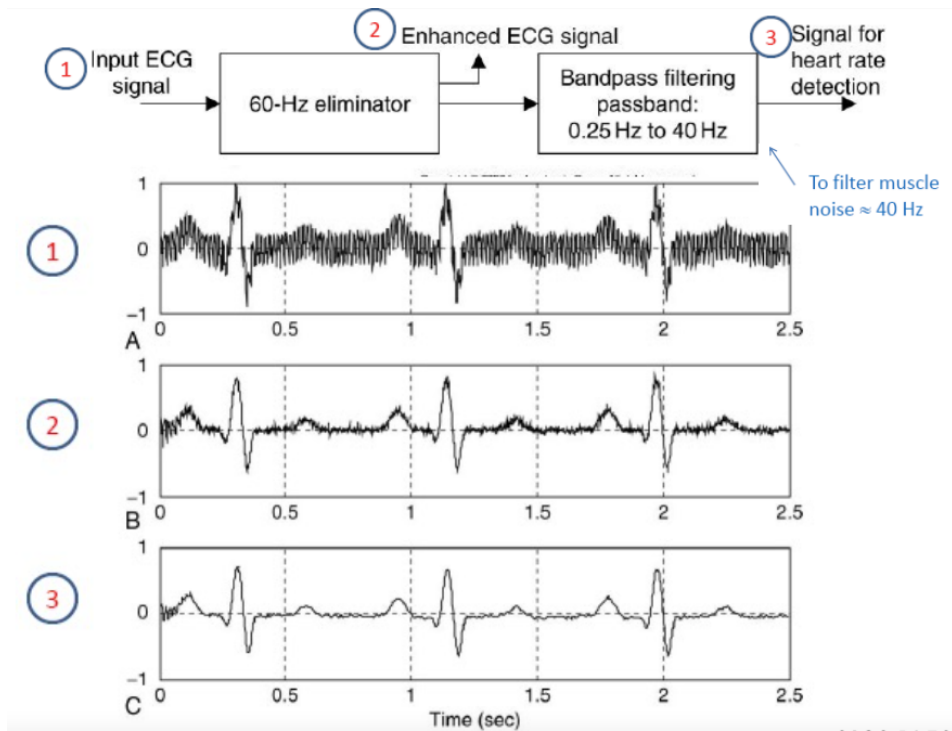


Fig. 2.9: Caso di ECG in cui viene applicato prima un filtro elimina-banda a 60 Hz (figura 2), e successivamente un altro filtro passa-banda per evidenziare le frequenze da 0.25 a 40 Hz (figura 3). [12]

### 2.1.3 Conversione Analogico-Digitale (A/D)

La conversione analogico-digitale (A/D o ADC) è il processo di trasformazione di un segnale analogico continuo in un segnale digitale discreto. Tale processo è importante in quanto i segnali biologici sono segnali continui nel tempo, mentre i sistemi di acquisizione sono logicamente “limitati” e necessitano di lavorare su segnali finiti e discreti, per una migliore prestazione [12][26]. La conversione A/D viene generalmente inserita nella fase di acquisizione del segnale, dopo pre-amplificazione e filtraggio.

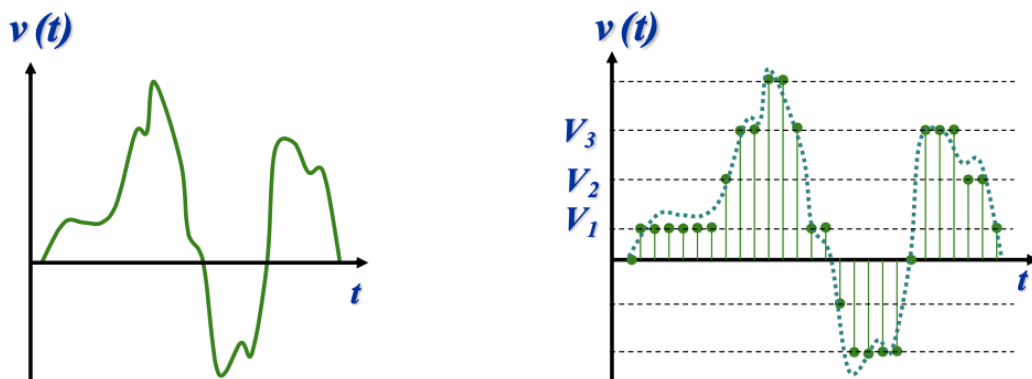


Fig. 2.10: Rappresentazione grafica del segnale dall' analogico (a sinistra) al digitale (a destra). [11]

Il primo passo per convertire un segnale è eseguirne il campionamento, misurazione del segnale a intervalli di tempo regolari, ad una specifica frequenza di campionamento.

Il valore di tale frequenza è determinato dal teorema di Shannon-Nyquist, il quale afferma che per evitare la perdita di informazioni, la frequenza di campionamento deve essere almeno il doppio della frequenza massima presente all'interno del segnale originale, chiamata frequenza di Nyquist. Se la frequenza di campionamento è inferiore a questa soglia, si verifica un fenomeno cosiddetto di *aliasing*, che sovrappone i tracciati e distorce il segnale originale.

Dopo aver eseguito il campionamento, è necessario ricostruire il percorso tra due campioni con funzioni matematiche plausibili per il segnale: questo passo è chiamato interpolazione, ed è necessario per estrapolare le informazioni mancanti del segnale campionato rispetto all'originale.

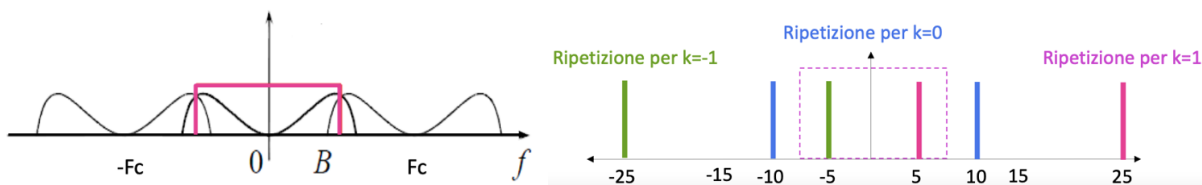


Fig. 2.11: Esempi di fenomeni di aliasing di un segnale sinusoidale (a sinistra) e di un impulso discreto (a destra). [12]

In secondo luogo, è necessario operare una quantizzazione del segnale, cioè l'acquisizione di valori continui del segnale campionato e la loro associazione ad un numero finito di livelli discreti. L'ampiezza di ogni livello è detta passo di quantizzazione ( $q$ ), e tutti i valori all'interno dello stesso livello sono rappresentati in egual modo.

Questa fase introduce un certo errore di quantizzazione, ossia la differenza del valore effettivo del campione e il valore quantizzato.

La quantizzazione può avvenire per *arrotondamento*, associando al segnale il livello più basso o più alto in base alle cifre significative del valore ricavato, oppure per *troncamento*, arrotondando sempre al livello più basso.

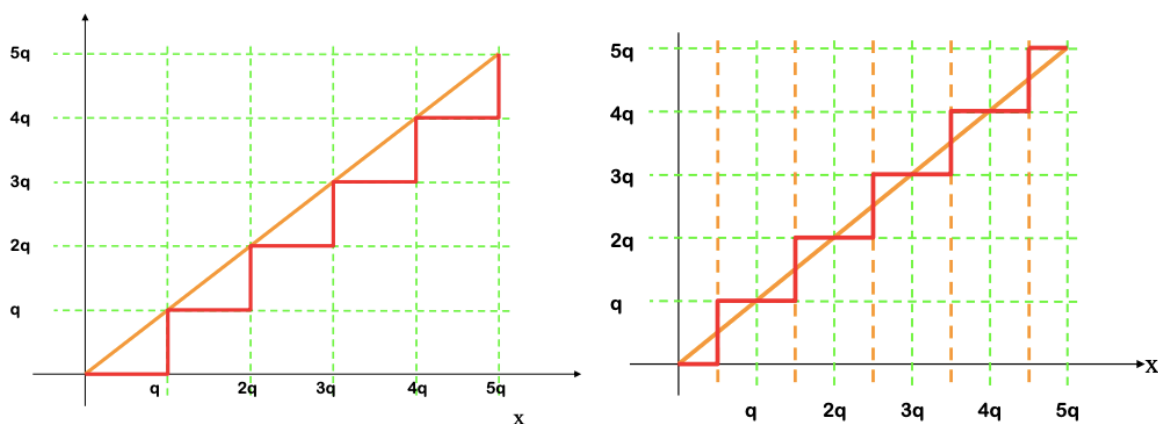


Fig. 2.12: Rappresentazione in un piano cartesiano della quantizzazione di un segnale, per troncamento (a sinistra) e per arrotondamento (a destra). [12]

L'ultimo passaggio essenziale è la codifica del segnale, ovvero il processo che associa un livello di quantizzazione ad una sequenza binaria<sup>24</sup>. Definisce il numero di livelli a disposizione per rappresentare il segnale, e può essere “senza segno”, se il segnale ha solo numeri positivi o negativi, oppure “con segno”, in cui il primo bit<sup>25</sup> è usato per il segno e i rimanenti per descrivere il modulo [12].

Quindi, se  $n_{bit}$  sono i bit utili a rappresentare il segnale, il numero di livelli a disposizione è:

- N livelli =  $2^{n_{bit}}$  per la codifica senza segno
- N livelli =  $2^{n_{bit}} - 1$  per la codifica con segno

Si può quindi introdurre anche il concetto di *Bit-rate*, ovvero il numero di bit (al secondo) necessari per la corretta trasmissione del segnale.

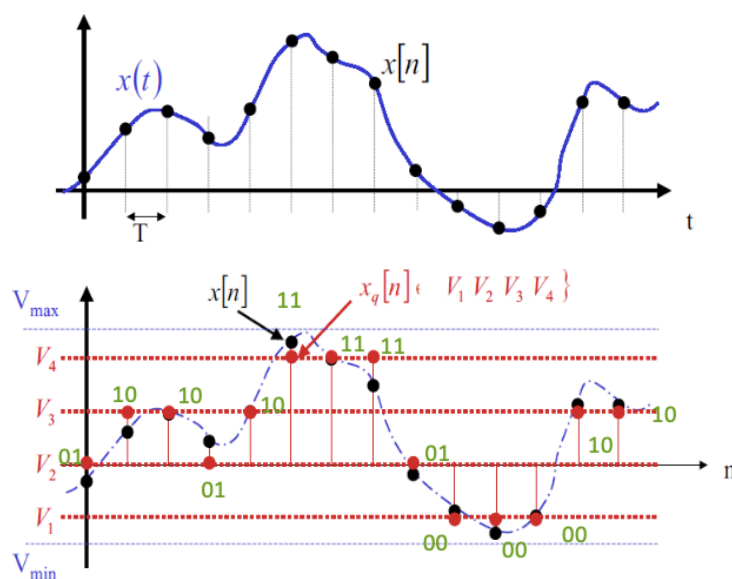


Fig. 2.13: In alto, la rappresentazione cartesiana di un segnale campionato.

In basso, rappresentazione dello stesso segnale in forma discreta, dopo la quantizzazione su 4 livelli; ad ogni campione individuato viene applicata la codifica con segno. [12]

Una volta eseguito questo processo, il segnale sarà pronto per essere visualizzato ed eventualmente manipolato al fine di ottenere le caratteristiche desiderate.

<sup>24</sup> Serie di valori che possono assumere solo due stati, tipicamente rappresentati dai numero 0 e 1.

<sup>25</sup> Abbreviazione di Binary Digit, è il più piccolo valore che può essere rappresentato in un sistema binario.



# Capitolo 3

## Sistemi di Acquisizione Completi e Applicazioni Biomediche

### 3.1 Progettazione di un Sistema di Acquisizione Completo

Una volta progettate tutte le componenti utili per un sistema di acquisizione, è di primaria importanza assemblarle tra loro con un criterio universale.

L'architettura a catena dei sistemi di monitoraggio segue un ordine ben preciso:

1. Sensori: il primo step è posizionare correttamente gli elettrodi per captare i segnali di interesse e trasmettere le frequenze alle componenti successive.
2. Amplificatori: come citato nei capitoli precedenti, l'amplificazione differenziale è fondamentale per poter operare più facilmente sul segnale biologico, generalmente di ampiezze ridotte. Gli amplificatori strumentali si collegano agli elettrodi tramite cablaggio<sup>26</sup>, mantenendo la massa (tensione nulla) del sensore connessa alla massa dell'amplificatore.
3. Filtri analogici: sono sequenzialmente uniti alla fase di amplificazione tramite collegamento dei due cavi uscenti dal differenziale agli ingressi *positive* e *negative* del filtro. Questo passo è utile per eliminare le frequenze di disturbo e visualizzare solo quelle di interesse.
4. Convertitore A/D: con il medesimo metodo, il filtro analogico viene collegato direttamente alla componente di conversione analogico digitale A/D, necessaria per trasformare il segnale filtrato in formato digitale e trasmetterlo a successivi hardware e software per l'elaborazione a schermo finale. È possibile inserire un ulteriore filtro digitale dopo la conversione, ove fosse necessario concentrare lo studio del segnale su dettagliate frequenze [17][18].

È bene ricordare che amplificatori e filtri devono essere adeguatamente sincronizzati per mantenere l'integrità del segnale nel tempo e compensare eventuali ritardi introdotti con l'acquisizione primaria tramite elettrodi. È inoltre opportuno scegliere le componenti adeguate al tipo di segnale biologico che si vuole registrare, considerando fattori come l'ampiezza e la banda di frequenze caratteristica del biosegnale.

---

<sup>26</sup> Tecniche di assemblamento per installare e connettere i cavi in modo opportuno.

### 3.1.1 Considerazioni sulla Sicurezza e sull'Isolamento Galvanico

Come già citato nel paragrafo 1.1.1, la sicurezza e l'isolamento sono elementi essenziali nella progettazione di sistemi di acquisizione di segnali biologici, soprattutto quando si lavora con dispositivi medici che entrano in contatto diretto con il corpo umano, come nei casi presi in esame in questa trattazione, ovvero ECG, EEG, EMG. L'obiettivo principale è garantire la protezione del paziente e dell'operatore da scosse elettriche, oltre a prevenire eventuali danni del macchinario di monitoraggio, dovuti a sovratensioni.

L'isolamento galvanico è una tecnica utilizzata per condizionare il segnale elettrico al fine di impedire lo spostamento diretto di portatori di carica in diverse sezioni di un circuito, in modo tale che non ci sia alcun passaggio diretto di corrente elettrica tra di esse. Questo isolamento può essere ottenuto utilizzando:

- Trasformatori: dispositivi che sfruttano l'induzione magnetica per trasferire energia da una componente all'altra senza connessione elettrica diretta. Sono impiegati principalmente nella fase di passaggio del segnale dal paziente al circuito di monitoraggio.
- Optoisolatori: strumentazione che usa un LED<sup>27</sup> per trasmettere segnali elettrici tra circuiti isolati. La variazione di luminosità viene rilevata da un fototransistor<sup>28</sup>, ottenendo trasferimento di energia senza un contatto elettrico diretto.
- Accoppiatori capacitivi: apparecchi che si avvalgono di condensatori per permettere il passaggio di segnali AC (*Alternating Current*<sup>29</sup>), bloccando allo stesso tempo le componenti DC (*Direct Current*<sup>30</sup>), e mantenendo sempre l'isolamento. In genere, sono impiegati in applicazioni ad alte frequenze, per trasmettere più rapidamente il segnale.

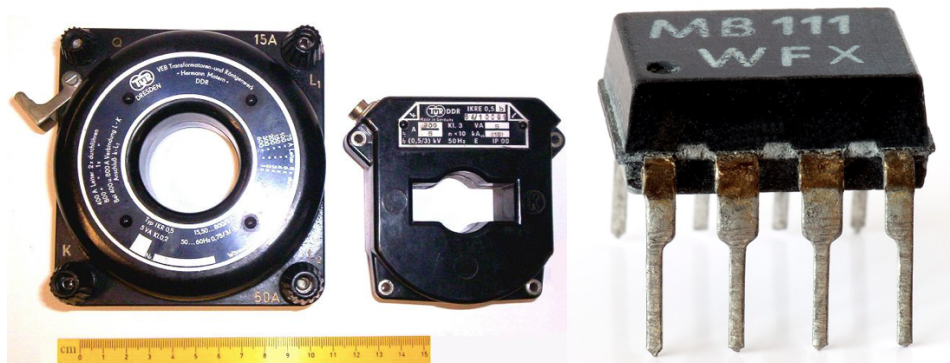


Fig. 3.1: Esempi di trasformatore (a sinistra) e optoisolatore (a destra). [Immagini prese da Wikipedia]

<sup>27</sup> Acronimo di Light Emitting Diode, è un diodo che emette luce quando attraversato da corrente elettrica. Un diodo è un dispositivo elettronico che permette il passaggio di corrente in una sola direzione.

<sup>28</sup> Tipo di transistor che rileva la luce e la converte sotto forma di segnale elettrico.

<sup>29</sup> Corrente elettrica che cambia periodicamente direzione e ampiezza.

<sup>30</sup> Corrente elettrica che fluisce in una sola direzione e che mantiene un'ampiezza costante nel tempo.



Cavi esposti e tutte le componenti più critiche, ovvero quelle dove scorre corrente, devono essere schermati a dovere, non solo per prevenire sovratensioni nel paziente e nel macchinario, ma anche per ridurre al minimo le interferenze elettromagnetiche che possono compromettere la qualità del segnale.

Tutte le direttive da rispettare per quanto riguarda la protezione di un circuito elettronico sono espresse nelle Norme IEC 60601, una serie di standard internazionali che elenca i requisiti di sicurezza per dispositivi elettromedicali [27] [28].

## **3.2 Applicazioni Pratiche in ECG, EEG ed EMG**

Nei successivi paragrafi, verranno presentati i principali dispositivi di monitoraggio dove sono richiesti passaggi di amplificazione, filtraggio e conversione A/D, presentati nei primi capitoli di questa trattazione, con riferimenti a studi e pubblicazioni inerenti allo sviluppo moderno di tali tecnologie.

### **3.2.1 Applicazione in Elettrocardiografia (ECG)**

Il tracciato elettrocardiografico che si visualizza comunemente è l'insieme dei diversi movimenti del muscolo cardiaco: ogni onda rappresenta una fase specifica dell'attività cardiaca, a cui si associano una determinata ampiezza e durata del segnale.

Tali parametri numerici registrati forniscono informazioni sulla funzionalità elettrica del cuore e aiutano nella diagnosi di diverse patologie.

Analizzando l'ECG di un individuo sano, i valori standard acquisiti riguardano:

- Onda P: rappresenta la depolarizzazione atriale, ossia la contrazione degli atri. L'ampiezza normale è di circa 0.1-0.25 mV.
- Complesso QRS: rappresenta la depolarizzazione ventricolare, ossia la contrazione dei ventricoli. L'ampiezza è generalmente di 1 mV, con valori massimi che possono arrivare a 2.5-3 mV.
- Onda T: rappresenta la ripolarizzazione ventricolare, ossia il rilassamento ventricolare. L'ampiezza tipica è compresa tra 0.1 e 0.3 mV.
- Intervallo PR: rappresenta il tempo necessario per la propagazione dell'impulso elettrico dagli atri ai ventricoli. La durata normale dell'intervallo è tra 120 e 200 ms.
- Durata del complesso QRS: rappresenta il tempo necessario per la propagazione dell'impulso elettrico attraverso i ventricoli. La durata normale è 80-120 ms.

- Intervallo QT: rappresenta il tempo totale della depolarizzazione e ripolarizzazione ventricolare. La durata in genere è inferiore a 450-460 ms.
- HVR (*Heart Rate Variability*): più comunemente detta frequenza cardiaca, indica la quantità di battiti cardiaci in un dato arco temporale. Convenzionalmente, si usa come unità di misura il bpm, ovvero il numero di 'battiti per minuto', e una misura normale a riposo è compresa tra i 60 e i 100 bpm.
- Intervallo RR: rappresenta il tempo tra due battiti cardiaci successivi, quindi due complessi QRS consecutivi. Questo valore viene utilizzato per calcolare l'HVR e la regolarità del ritmo. L'intervallo RR per frequenza cardiaca normale di 60 bpm è di circa 1 secondo.

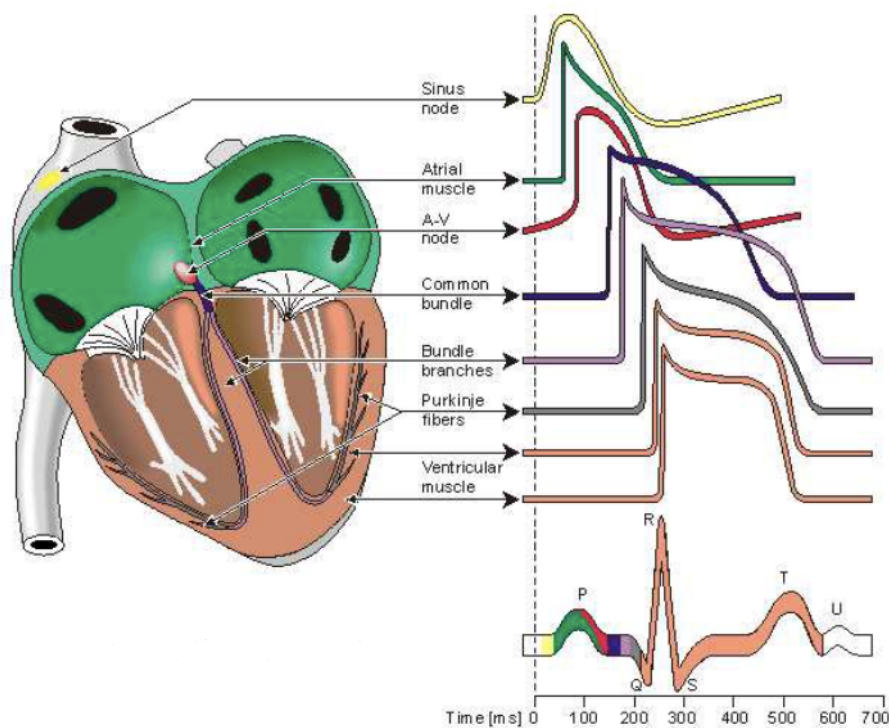


Fig. 3.2: Schema di differenziazione dei segnali provenienti dal muscolo cardiaco. [12]

Tutte le variazioni di questi parametri possono indicare condizioni patologiche di diverso tipo, o evidenziare episodi sporadici di un malfunzionamento del muscolo cardiaco [12] [33].

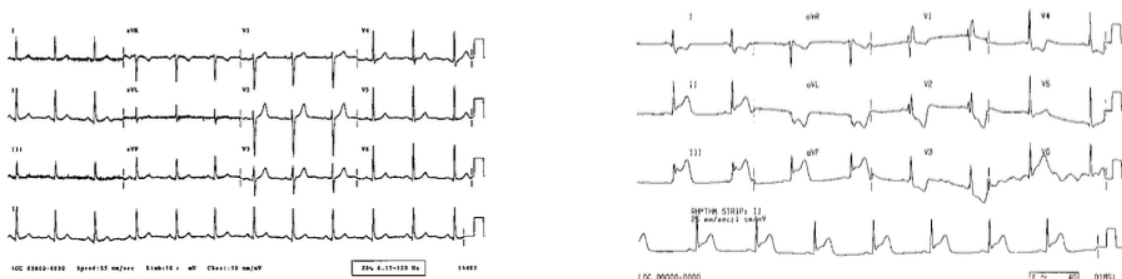


Fig. 3.3: A sinistra, un tracciato ECG di una persona in salute. A destra, un tracciato ECG di un paziente colpito da infarto del miocardio. [12]

Come evidenziano i valori sopracitati, il segnale elettrico del cuore ha un'ampiezza molto ridotta, nell'ordine dei millivolt. La pre-amplificazione risulta pertanto necessaria al fine di migliorare la qualità del segnale acquisito, senza alterarne le caratteristiche originali.

Anche il filtraggio è utile al miglioramento della qualità del tracciato, in quanto elimina le componenti di disturbo esterne come l'interferenza di rete elettrica, tipicamente a 50 Hertz (Hz), tramite un filtro notch, o artefatti generati dal movimento di muscoli (sia volontario che involontario) nel paziente, tramite filtri passa-basso o passa-alto.

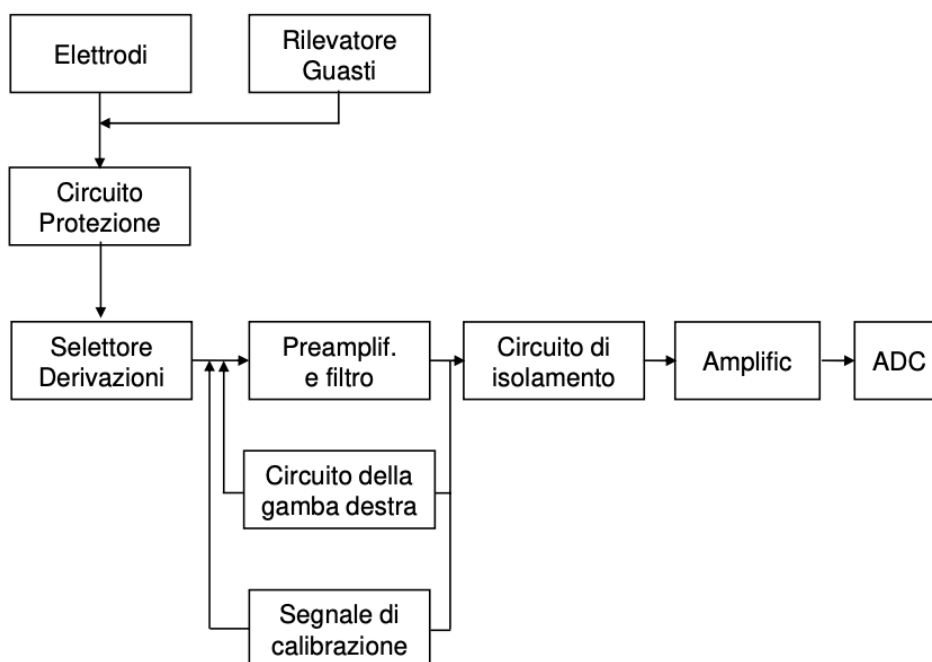


Fig. 3.4: Schema a blocchi di un circuito di acquisizione ECG. [9]

### Esempio di Applicazione

Kumari et al. hanno presentato un esempio di dispositivo front-end<sup>31</sup> analogico comprendente un amplificatore adatto all'acquisizione ECG [7]. In tale studio viene utilizzata la tecnologia CMOS SCL a 180 nm (*Complementary Metal-Oxid Semiconductor Standard Cell Library*): l'acronimo si riferisce alla fabbricazione di circuiti integrati digitali che sfruttano celle standard (SCL) e transistor realizzati con tecnologia CMOS, in un processo con lunghezza di canale di 180 nanometri, ovvero la distanza tra il *source* e il *drain* del transistor. Questo processo è usato per applicazioni che richiedono un buon compromesso tra prestazioni, costi e consumo energetico. Il setup di monitoraggio ECG comprende un circuito di protezione, un pre-amplificatore front-end analogico, un buffer e un filtro passa-basso: il segnale ECG viene amplificato in più fasi, tramite un amplificatore strumentale e un amplificatore principale, il

<sup>31</sup> Un dispositivo front-end è un componente hardware o software che interagisce direttamente con l'utente in un sistema elettronico.

filtro passa-basso è progettato per la cancellazione del rumore, e il buffer è utilizzato per l'adattamento dell'impedenza tra i due stadi del front-end ECG. Tale dispositivo così composto rispetta perfettamente tutte le caratteristiche di un buon amplificatore biomedico (alto CMRR, alta impedenza d'ingresso e bassa impedenza d'uscita).

La rivoluzione di questo studio riguarda la tecnologia impiegata CMOS SCL a 180 nm e l'assemblaggio strutturale delle componenti, che permette di condensare un'ingombrante apparecchiatura ECG in un piccolo chip di soli 0.18 micrometri, grazie alla minima distanza tra i terminali del transistor.

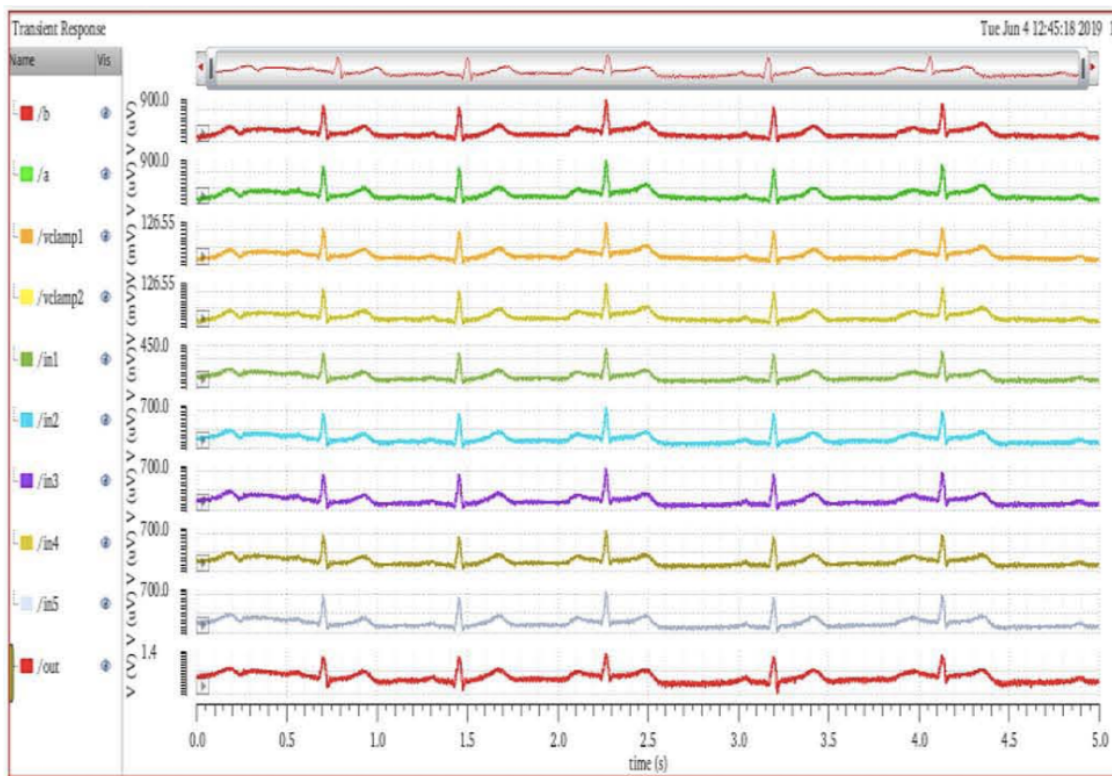


Fig. 3.5: Rappresentazione grafica della risposta transitoria del circuito proposto quando viene applicato un segnale ECG. [7]

### 3.2.2 Applicazione in Elettroencefalografia (EEG)

L'attività encefalica è un segnale non periodico, a differenza per esempio della respirazione polmonare, ma possiede un ritmo prevalente che si verifica in maniera sistematica: per questo motivo viene anche definito "segnale stazionario a tratti". L'EEG misura l'attività cerebrale in diverse bande di frequenza, da un minimo di 0.1 ad un massimo di 50 Hz, ciascuna associata a specifici stati mentali e fisiologici. I diversi livelli in cui si registrano tali attività vengono visualizzate come onde, e si dividono in:

- Delta (0.5-4 Hz): relative a stati di sonno profondo.
- Theta (4-8 Hz): relative a sonno leggero o stati meditativi.

- Alpha (8-13 Hz): relative a stati di rilassamento e chiusura degli occhi.
- Beta (13-30/32 Hz): relative allo stato di veglia attiva, concentrazione.
- Gamma (>30/32 Hz): relative a processi cognitivi complessi come la memoria o l'apprendimento.

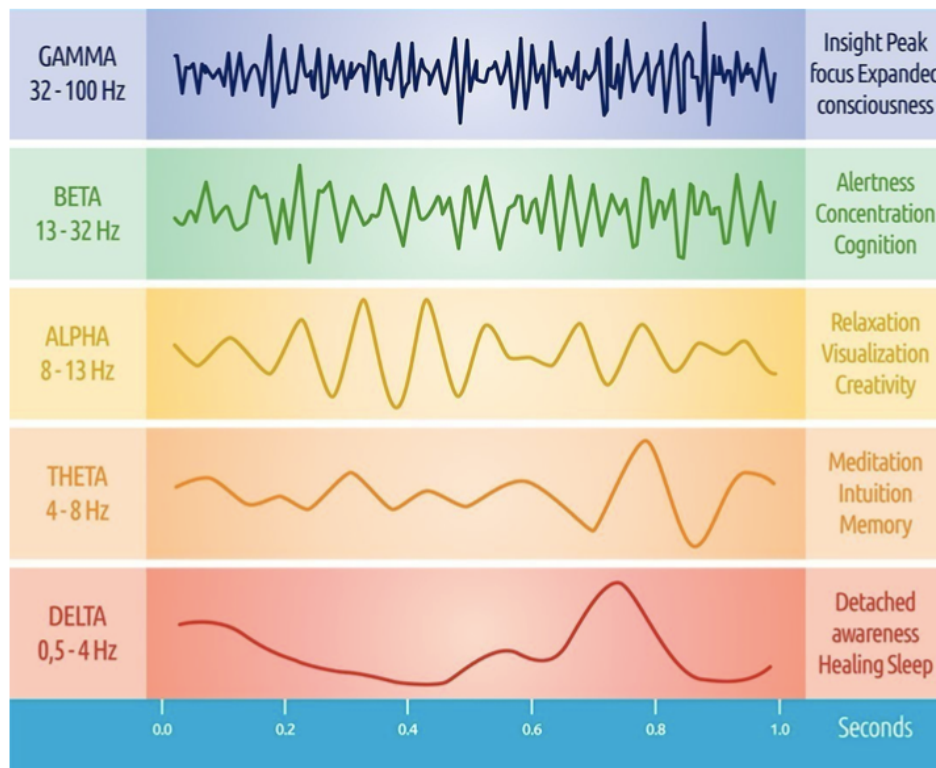


Fig. 3.6: Aspetto delle onde cerebrali in base alla tipologia

Le ampiezze di tali onde sono di circa una decina di microvolt, quindi notevolmente piccole, e per questo richiedono di essere amplificate: la pre-amplificazione permette di distinguere segnali cerebrali da segnali non cerebrali come battito cardiaco o movimento muscolare.

Un segnale amplificato correttamente rende questi artefatti più evidenti e quindi più facilmente eliminabili tramite filtraggio. Come nell'ECG, il filtro notch a 50/60 Hz è capace di rimuovere interferenze elettromagnetiche di rete, mentre filtri passa-basso e passa-alto aiutano a rimuovere rispettivamente il rumore ad alta frequenza e le componenti lente a bassa frequenza. Il filtraggio permette di isolare queste bande per studiare fenomeni neurologici come il sonno, l'attenzione, la meditazione.



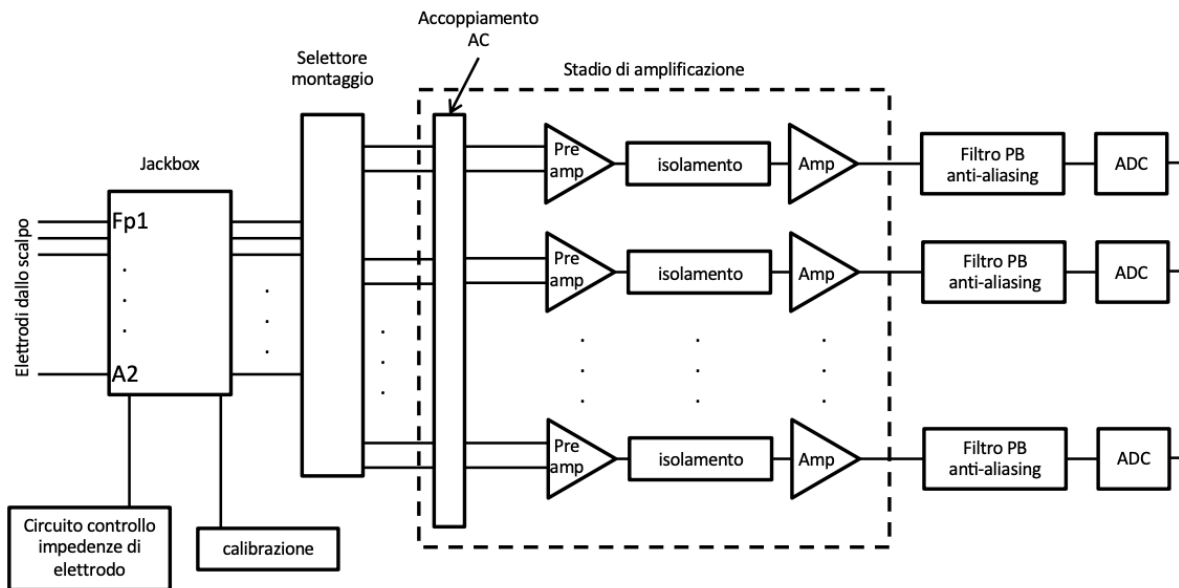


Fig. 3.7: Schema a blocchi di un circuito di acquisizione EEG. [21]

L'EEG viene anche utilizzato per rilevare attività epilettiche, come le scariche interictali (tra le crisi) e le crisi stesse, o nell'analisi del sonno per evidenziare disturbi come l'apnea notturna [12] [33].



Fig. 3.8: In alto, un tracciato EEG di una persona con attività cerebrale nella norma. In basso, un tracciato EEG di un paziente affetto da crisi epilettiche (in questo caso, generate all'altezza degli elettrodi P8 e T8, dove sono visibili evidenti alterazioni). [12]

### *Esempio di Applicazione*

Dong-Gyu Kim et al. hanno proposto un sistema portatile multicanale di acquisizione di segnali elettroencefalografici (EEG) e di movimento della testa, che permette di misurare i segnali delle onde cerebrali in qualsiasi momento e luogo [29].

Il sistema in questione ha una funzione EEG a più canali per misurare le onde cerebrali e il movimento del capo provenienti da aree del cervello più varie rispetto ai sistemi attualmente utilizzati. Include inoltre una capacità di interoperabilità<sup>32</sup> Bluetooth per fornire una connessione wireless a dispositivi ad uso comune, come smartphone e smartwatch.

Prima di questa ricerca, gli studi esistenti sulle acquisizioni EEG tramite dispositivi portatili multicanale avevano già suggerito tecnologie applicabili su fronte umana e utilizzabili in ambienti chiusi, ma non erano adatte a misurare le onde cerebrali provenienti da diverse aree del cervello sia in ambienti interni che esterni.

Il meccanismo prevede l'amplificazione di segnali cerebrali molto piccoli, la rimozione del rumore, la conversione A/D e infine la misurazione di onde e la trasmissione dei dati a smartphone o altri dispositivi portatili. I test effettuati sia in ambienti interni che esterni sul dispositivo hanno dimostrato la validità dei sistemi presentati.

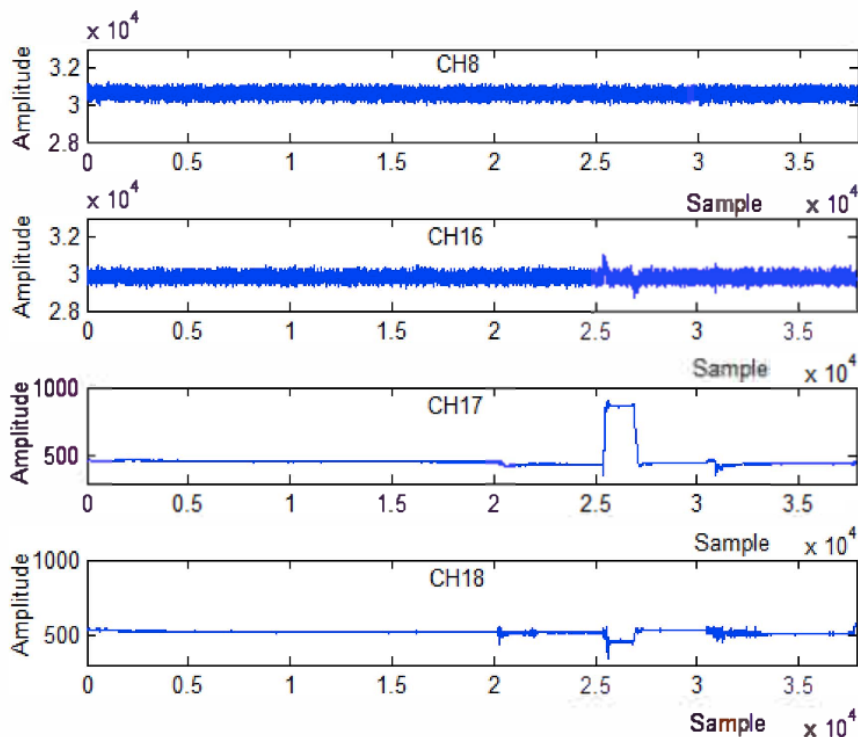


Fig. 3.9: Attività cerebrale e movimenti della testa misurati dai canali 8, 16, 17 e 18 dell'apparecchio. [29]

<sup>32</sup> Sistema in grado di comunicare e collaborare con altri sistemi, anche se progettati da sviluppatori diversi, o che utilizzano tecnologie differenti.

### 3.2.3 Applicazione in Elettromiografia (EMG)

I segnali elettromiografici sono per la maggior parte di basso livello, con ampiezze che vanno da un centinaio di microvolt a qualche millivolt, soprattutto in pazienti con disfunzioni muscolari, o quando si effettuano misure su muscoli piccoli e profondi rispetto all'epidermide dove sono posizionati gli elettrodi. La pre-amplificazione serve infatti a potenziare questi segnali, rendendoli più facilmente analizzabili e minimizzando la distorsione o la perdita di informazioni.

Il segnale EMG utile trova spazio tra la banda di frequenze 20-500 Hz, ma spesso è contaminato da rumori esterni, come interferenze di rete elettrica (50/60 Hz) o da altre fonti di rumore biologico. I filtri, come quelli passa-basso o passa-alto, vengono utilizzati per attenuare questi disturbi e migliorare il rapporto segnale-rumore. Dove possibile, si utilizzano anche filtri passa-banda per isolare le frequenze di interesse.

Il filtraggio in EMG risulta essenziale, poiché le apparecchiature elettromiografiche sono spesso utilizzate in ambienti clinici dove è presente una significativa interferenza elettromagnetica, oppure, come nel caso di dispositivi EMG indossabili, in ambienti esterni ricchi di rumori ad alte frequenze. In genere, è presente anche un oscilloscopio, strumento con il compito di fornire a schermo un grafico dell'andamento del segnale.

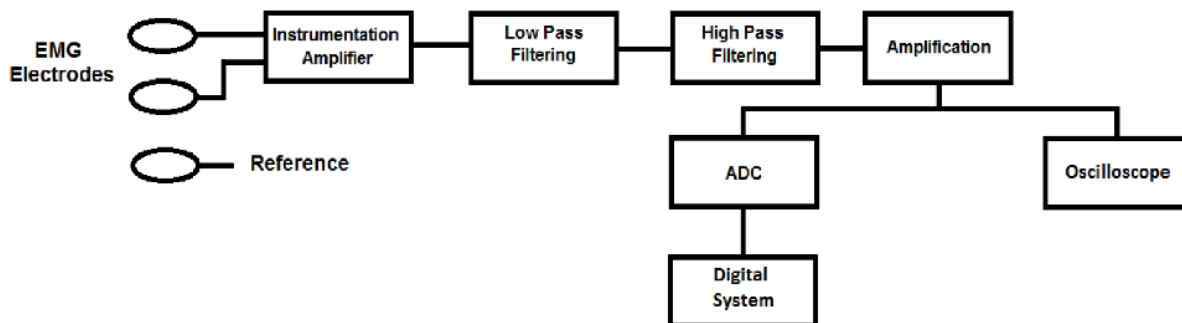


Fig. 3.10: Schema a blocchi di un circuito di acquisizione EMG.

[Sito: <http://guarinodaniele99.altervista.org/index.php/mano-bionica/l-elettromiografia>]

Durante interventi chirurgici o esami neurologici, l'EMG viene utilizzata per monitorare in tempo reale la funzionalità dei muscoli o dei nervi. In queste situazioni, una risposta immediata e accurata è fondamentale per prevenire criticità nel funzionamento muscolare, evitando falsi allarmi che potrebbero influenzare le decisioni mediche.

È chiaro quindi che la pre-amplificazione e il filtraggio in elettromiografia sono necessari per ottenere segnali utilizzabili per analisi cliniche, riabilitative, sportive o di ricerca [9] [22].



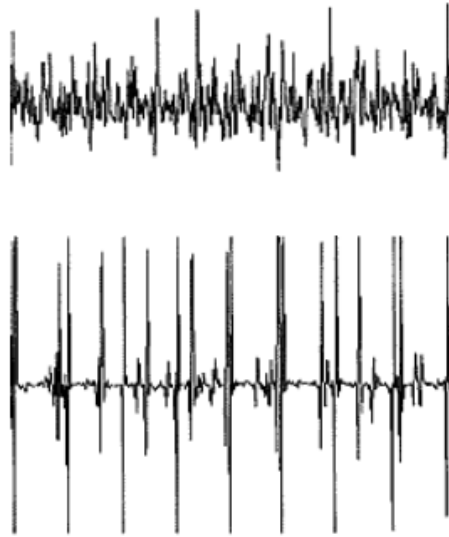


Fig. 3.11. In alto, un tracciato EMG di una persona normale. In basso, un tracciato EMG di un paziente affetto da sofferenza cronica del nervo periferico. [12]

### Esempio di Applicazione

Sundaraj et al. presentano un articolo sullo sviluppo di un sistema di acquisizione del segnale EMG per fisioterapia a basso costo con ingresso a due canali [30]. Lo scritto tratta lo sviluppo di un sistema di acquisizione EMG che utilizza elettrodi di superficie per registrare segnali muscolari. Il sistema amplifica, filtra e digitalizza i segnali EMG, che vengono poi inviati a un computer per l'analisi. In particolare, il dispositivo proposto acquisisce segnali EMG da muscoli come il bicipite tramite elettrodi di superficie, con un riferimento posto in prossimità del polso, dove sono presenti meno muscoli. I segnali ricevuti vengono amplificati in due fasi: la prima tramite un amplificatore strumentale con un guadagno 100, e la seconda tramite un amplificatore operazionale con un guadagno 20. Dopo l'amplificazione, i segnali vengono filtrati da un filtro notch per rimuovere il rumore a 50 Hz. Successivamente, il segnale viene rettificato e filtrato ulteriormente per ottenere l'involuppo lineare<sup>33</sup>, che poi viene digitalizzato tramite un convertitore analogico-digitale a 24 bit.

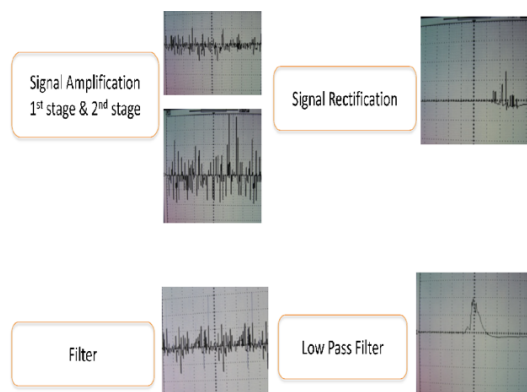


Fig. 3.12: Fasi di elaborazione del segnale EMG rilevato. [30]

<sup>33</sup> Concetto matematico che si riferisce all'insieme di combinazioni lineari di vettori o curve nel piano cartesiano.



# Capitolo 4

## Conclusioni

### 4.1 Implicazioni Cliniche

I sistemi di acquisizione sopra citati trovano, come già accennato, largo impiego nel settore clinico/ospedaliero. Ciò ha permesso negli anni un forte sviluppo, oltre che del monitoraggio, anche della telemedicina, ovvero la trasmissione sicura in formato digitale di dati di carattere medico.

Un esempio pratico dell'importanza dei metodi di acquisizione in ambito clinico lo si può notare nelle apparecchiature per la registrazione dell'attività cardiaca.

Esistono infatti due tipi di monitoraggio delle malattie cardiovascolari: invasivo e non invasivo. Per il monitoraggio usuale, gli elettrocardiogrammi (ECG) non invasivi e l'ecocardiografia Doppler<sup>34</sup> sono i principali strumenti utilizzati per esaminare la funzione cardiaca [5]. L'elettrocardiografia ambulatoriale 24 ore, anche detto Monitoraggio Holter, diventata nota alla fine del XX secolo, è una procedura non invasiva di monitoraggio cardiaco a lungo termine, che si presenta come un dispositivo medico indossabile relativamente piccolo, e consente un monitoraggio dinamico che l'ECG convenzionale non permette [2].

Altro esempio di applicazioni cliniche sono i sensori biomedici indossabili come le e-skin, ovvero pelli elettroniche, sempre più utilizzate nell'elettroencefalogramma (EEG), nell'elettromiogramma (EMG) e nell'elettrocardiogramma (ECG), per rilevare e monitorare i segnali elettrici e fisici degli utenti, più facili da riconoscere grazie alla maggiore ampiezza data dalle tecniche di amplificazione. Queste pellicole elettroniche servono a rilevare accuratamente i segnali attraverso la pelle senza alcun tipo di interferenze esterne [1].

Si può quindi concludere come le tecniche di monitoraggio abbiano profonde implicazioni cliniche, che migliorano sia la diagnosi che la gestione delle malattie, facilitando la personalizzazione delle terapie e permettendo interventi tempestivi qualora fosse necessario.

---

<sup>34</sup> Tecnica di imaging per esaminare il cuore e la sua struttura; sfrutta l'effetto Doppler, un fenomeno che permette la velocità e la direzione del flusso sanguigno.

Inoltre, essendo il monitoraggio visibile anche da remoto, le ospedalizzazioni si riducono e il recupero post-operatorio migliora notevolmente, agevolando sia le strutture ospedaliere che le esigenze dei pazienti.

## **4.2 Prospettive Future**

Uno degli obiettivi futuri delle tecniche di monitoraggio è senza dubbio un'ulteriore miniaturizzazione dei dispositivi indossabili, al fine di renderli portabili, confortevoli ed efficaci allo stesso tempo. Tale esigenza deriva dalla necessità di poter monitorare più parametri vitali contemporaneamente anche da remoto.

Negli ultimi anni, si è assistito ad una crescita esponenziale della ricerca riguardo l'intelligenza artificiale (AI), sfruttata per analizzare enormi quantità di dati in pochi secondi: è facile quindi comprendere come questa tecnologia trovi moltissime applicazioni nell'ambito medico di acquisizione dati. In un futuro prossimo, il connubio tra AI e analisi dei valori biometrici migliorerà drasticamente la diagnosi e la previsione di malattie, tramite algoritmi avanzati di machine learning e deep learning.

Un'altra direzione chiave verso cui si concentra la ricerca è l'evoluzione di dispositivi non invasivi al fine di ridurre al minimo l'intrusività delle apparecchiature medico sanitarie: un esempio sono i sensori ottici per la misurazione della glicemia, oppure gli ultrasuoni per rilevare la pressione sanguigna.

Le interfacce cervello-computer (BCI), dispositivi che mettono direttamente in contatto i terminali encefalici con un computer in grado di interpretarli correttamente, offrono prospettive promettenti per il trattamento di disturbi neurologici e soprattutto per persone affette da disabilità: il computer diventa una specie di "traduttore" del pensiero umano e consente il controllo di dispositivi esterni secondo il volere del paziente. Questo tipo di tecnologie è già tuttora in commercio, ma solo per casi esclusivi, l'obiettivo è quindi quello di incrementare la disponibilità ad un pubblico molto più vasto, rendendo anche i costi più accessibili.

E ancora, la ricerca su materiali biocompatibili e la possibilità di alimentare i dispositivi direttamente attraverso il calore o il movimento corporeo aprono nuove possibilità per lo sviluppo di tecnologie indossabili completamente autonome.

Tutti questi progressi non solo miglioreranno il monitoraggio e la diagnosi, ma porteranno a un'assistenza sanitaria più personalizzata e proattiva, con un impatto significativo sulla qualità della vita [31] [32].



# Bibliografia

- [1] Srikanth, N. *Biomedical Devices, Remote Health Monitoring, and Their Impact*.
- [2] Mar, B. del. (2005). *The History of Clinical Holter Monitoring*.
- [3] Mahmood Aljamali, N., & Hashim Yahya Almuhana, W. (2021). Review on Biomedical Engineering and Engineering Technology in Bio-Medical Devices. *Journal of Advances in Electrical Devices*, 6(2), 18–24.
- [4] Chan, M., Campo, E., Brulin, D., Estève, D., Biomedical, D. E., & Estève, E. (2017). Biomedical Monitoring Technologies and Future Healthcare Systems. *Journal of Science and Technology: Issue on Information and Communi-Cations Technology*, 3(1), 59–75.
- [5] Lu, L., Zhang, J., Xie, Y., Gao, F., Xu, S., Wu, X., & Ye, Z. (2020). Wearable health devices in health care: Narrative systematic review. In *JMIR mHealth and uHealth* (Vol. 8, Issue 11). JMIR Publications Inc.
- [6] Randall L. Geiger and Edgar Sánchez-Sinencio. (1985). Active Filter Design Using Operational Transconductance Amplifiers. *IEEE Circuits and Devices Magazine*.
- [7] Kumari Srashti Singh, P. P. B. R. S. G. (2019). ECG Monitoring System using 180nm Technology. *IEEE, 3rd International Conference on Electronics, Materials Engineering & Nano-Technology (IEMENTech)*.
- [8] Reid R. Harrison. (2007). A Versatile Integrated Circuit for the Acquisition of Biopotentials. *IEEE, Custom Integrated Circuits Conference*, 115–122.
- [9] Simone Del Favero. (2023/2024). *Corso di Tecnologia e Strumentazione Biomedica*. UNIPD
- [10] Marcello Bracale, U., & Bracale, M. (2005). *Amplificatori per Uso Biomedico*.
- [11] Gaudenzio Meneghesso. (2022/2023). *Corso di Fondamenti di Elettronica*. UNIPD
- [12] Mattia Veronese. (2023/2024). *Corso di Elaborazione dei Segnali Biologici*. UNIPD
- [13] Tahira Parveen. (2009). *Operational Transconductance Amplifier and Analog Integrated Circuits*.
- [14] Reid R. Harrison. (2007). A Versatile Integrated Circuit for the Acquisition of Biopotentials. *IEEE, Custom Integrated Circuits Conference*, 115–122.
- [15] Arthur Pini. (2018). *Conoscenze sugli amplificatori strumentali per l'acquisizione accurata di dati IoT*.
- [16] Francesco Amato. *Principi di Bioingegneria e Strumentazione Biomedica*. UNINA
- [17] T. Penzel, B. Kemp, G. Klòsh, A. Schlogl, J.Hasan A. Varri, I. Korhonen. (2001). Acquisition of Biomedical Signals Databases. *IEEE Engineering in Medicine and Biology (May/June 2001)*.

- [18] Alvaro Sorbinho, P. C. L. D. da S. A. P. T. C. J. R. (2015). A Methodology for Modeling and Simulation of Biomedical Acquisition Devices. *IEEE, 2015 17th International Conference on E-Health Networking, Application & Services (HealthCom)*.
- [19] Kumar, J. M., & Mittal, V. K. (2021, May 21). EEG data acquisition system and analysis of EEG signals. *2021 2nd International Conference for Emerging Technology, INCET 2021*.
- [20] Lechner, L., Helge, A. W., Ahrens, E., Bachler, M., Hametner, B., Gritsch, G., Kluge, T., & Hartmann, M. (2023). Fine-Tuning of pre-processing filters enables scalp-EEG based training of subcutaneous EEG models. *2023 IEEE 19th International Conference on Body Sensor Networks, BSN 2023 - Proceedings*.
- [21] Sabrina Brigadoi (2024). *Seminario di Elettroencefalografia*. UNIPD
- [22] Annamaria Guiotto (2024). *Seminario – Analisi del Movimento ed Elettromiografia di Superficie*. UNIPD
- [23] Vullings, R., de Vries, B., & Bergmans, J. W. M. (2011). An adaptive Kalman filter for ECG signal enhancement. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 58(4), 1094–1103.
- [24] Steve Winder. *Analog and Digital Filter Design*. Elsevier, 2002.
- [25] Jim Karki. (2023). Active low pass filter design. *Texas Instruments Incorporated*.
- [26] B. A. Shenol. *Introduction to Digital Signal Processing and Filter Design*. John Wiley & Sons, Inc., 2006.
- [27] Andrii Chub, D. Vinnikov, F. Blaabjerg, F. Zheng Peng. A Review of Galvanically Isolated Impedance-Source DC-DC Converters. *IEEE Transactions on Power Electronics* (2016).
- [28] Xuan Zhang, He Li, Chengcheng Yao, Jin Wang. *Semiconductor-based Galvanic Isolation*. IEEE (2015).
- [29] Kim, D.-G., & Hong, K. W.-S. (n.d.). *Implementation of Portable Multi-Channel EEG and Head Motion Signal Acquisition System*.
- [30] T. S. POO, K. S. (2010). Design and Development of a Low Cost EMG Signal Acquisition System Using Surface EMG Electrode. *IEEE, Conference on Circuit and System*.
- [31] Radunovic, G., Velickovic, Z., Pavlov-Dolijanovic, S., Janjic, S., Stojic, B., Jeftovic Velkova, I., Suljagic, N., & Soldatovic, I. (2024). Wearable Movement Exploration Device with Machine Learning Algorithm for Screening and Tracking Diabetic Neuropathy—A Cross-Sectional, Diagnostic, Comparative Study. *Biosensors*, 14(4).



- [32] Kim, D., Min, J., & Ko, S. H. (2024). Recent Developments and Future Directions of Wearable Skin Biosignal Sensors. *Advanced Sensor Research*, 3(2).
- [33] A.F. Barbuti, M. Dal Monte, M.E. De Stefano, F. Goglia, M. Marino, F. Mulè, L. Ricci Paulesu, G. Rispoli, A. Russo, M. Toselli, M. Zaniboni. (2022) *Fondamenti di Fisiologia generale e integrata*. (285-288, 401-404), EdiSES Università.