UNIVERSITÀ
DEGLI STUDI
DI PADOVA

DIPARTIMENTO
DI INGEGNERIA
DELL'INFORMAZIONE

DIPARTIMENTO DI INGEGNERIA DELL'INFORMAZIONE

CORSO DI LAUREA IN INGEGNERIA BIOMEDICA

"SISTEMI DI ACQUISIZIONE PORTATILI E INDOSSABILI PER IL MONITORAGGIO DI SEGNALI ELETTROMIOGRAFICI"

Relatore: Prof.ssa Sarah Tonello

Laureanda: Anna Cecchetto

ANNO ACCADEMICO 2022 – 2023

Data di laurea: 25 settembre 2023

INDICE

1. Abstract……..……3

2. Introduzione ai dispositivi indossabili per EMG……...4

3. Segnali Elettromiografici: accenni di fisiologia…….…….……6

3.1 Generazione contrazione muscolare…….6

3.2 Segnale EMG……7

4. Dispositivi indossabili per EMG: una panoramica……9

4.1 Schema a blocchi……10

4.2 Elettrodi per EMG……...…11

4.3 Acquisizione ed elaborazione di un segnale……...…11

4.4 Trasmissione dati……12

5. Elettrodi per EMG……..……13

5.1 Tipologie di elettrodi ……..……13

5.2 Circuiti equivalenti…….…….……15

5.3 Dimensioni……..……17

6. Tecniche di fabbricazione e materiali……..…… 18

6.1 Realizzazione……..……18

6.1.1 Printed technologies……18

6.1.2 Aerosol Jet Printing……20

6.2 Materiali……..……21

6.2.1 Substrati……...……21

6.2.2 Inchiostri…….……22

7. Condizionamento e acquisizione……..……..25

7.1 Condizionamento……25

7.1.1 Amplificatore……...……..…….……25

7.1.2 Filtraggio…….……27

7.2 Unità d'acquisizione: Conversione A/D…….……28

7.3 Componenti elettroniche…….……29

8. Acquisizione sperimentale……..……31

8.1 Set-up sperimentale…….……31

8.2 Analisi dei dati……32

9. Conclusioni……..……36

Bibliografia……37

1. Abstract

Dato l'attuale aumento dell'interesse nei confronti dei dispositivi indossabili nell'ambito medico per il monitoraggio dei parametri fisiologici dei pazienti, si è ritenuto interessante approfondire in questo elaborato il rilevamento dei segnali elettromiografici tramite sistemi di acquisizione portatili. Grazie a questi dispositivi, è possibile effettuare da remoto il monitoraggio dell'attività muscolare senza il bisogno di sedute ripetute di fisioterapia o del ricorso all'ospedalizzazione, così da garantire un monitoraggio continuo del paziente e far fronte al calo del personale medico del sistema sanitario.

In questo elaborato, dopo un primo accenno alla fisiologia muscolare si tratterà la formazione dei segnali EMG e le caratteristiche nel tempo e in frequenza di questi ultimi. Si proseguirà poi con una panoramica generale sui dispositivi elettromiografici, approfondendo l'unità indossabile, l'unità esterna e il sistema di comunicazione di dati tra questi due. Si approfondiranno poi le tecniche di fabbricazione di questi dispositivi soffermandosi sulle emergenti tecniche di stampa, in particolare l'aerosol jet printing, molto usata poiché in grado di stampare le componenti di microelettronica direttamente in 3D. Nello stesso capitolo si tratteranno anche i principali materiali per i substrati e gli inchiostri usati.

Proseguendo, si farà un'analisi delle principali configurazioni elettrodiche per il rilevamento dei segnali e una valutazione su quali di queste siano le migliori per sopperire all'elevata impedenza che le caratterizzano. Si parlerà poi dell'unità di condizionamento e acquisizione, soffermandosi sulle varie componenti elettroniche che filtrano ed elaborano il segnale una volta acquisito. Il lavoro si conclude con un'acquisizione sperimentale effettuata in laboratorio e l'analisi software dei dati ottenuti, descrivendo gli step che si attuano generalmente per filtrare ed estrarre le features principali dei segnali elettromiografici.

2. Introduzione ai dispositivi indossabili per EMG

Negli ultimi anni l'aumento della popolazione mondiale, unita all'invecchiamento generale della stessa , sta provocando un rapido incremento dei costi sanitari. Per contenere le spese e far fronte ad una carenza di personale medico, il sistema sanitario sta sperimentando una nuova fase, dove il monitoraggio dei pazienti affetti da condizioni croniche o in una fase di riabilitazione è effettuato da remoto e senza il bisogno di ricorrere all'ospedalizzazione. L'esponenziale aumento della ricerca nell'ambito dell'elettronica ha infatti permesso lo sviluppo di tecnologie di rilevamento, sistemi incorporati, tecnologie di comunicazione wireless e delle nano tecnologie, che a loro volta hanno reso possibile sviluppare *smart devices* per il monitoraggio continuo delle attività degli esseri umani.
Si possono definire sensori indossabili, dispositivi elettronici che possono essere incorporati negli abiti o nelle protesi, i quali rilevano ed elaborano dati fisiologici per consentire un puntuale monitoraggio dei parametri vitali, individuare situazioni anomale e generare un allarme in caso di necessità.
Attualmente sono disponibili diversi dispositivi in grado di misurare e monitorare in modo continuo parametri vitali come, la temperatura corporea, la frequenza cardiaca, l'attività cerebrale, il movimento muscolare e altri dati critici [1].

Nell'ultimo decennio è stato compiuto uno sforzo significativo per integrare alla facilità d'uso dei dispositivi, la robustezza, precisione e ripetibilità, necessarie per migliorare l'affidabilità dei dati rilevati da questi ultimi e quindi per consentire un loro utilizzo anche in ambito clinico e non solo ricreativo.
Tra l'ampia varietà di parametri monitorabili utilizzando dispositivi indossabili, questo elaborato andrà a focalizzarsi sull'acquisizione di segnali elettromiografici (EMG). La valutazione del contenuto di tempo e frequenza EMG rappresenta uno strumento prezioso per fornire feedback sullo stato fisio-patologico dei muscoli, questo consente di poter approfondire le applicazioni nel campo delle interfacce uomo-macchina e consente il monitoraggio continuo durante il recupero post-ictus o la riabilitazione.
Al momento, la maggior parte della registrazione EMG viene ancora eseguita nei laboratori seguendo protocolli complessi, con la necessità di personale medico per garantire il corretto posizionamento degli elettrodi e interpretazione del segnale.

L'integrazione di quegli elettrodi con protesi o dispositivi indossabili potrebbe migliorare la personalizzazione sulla base delle caratteristiche del paziente o in funzione delle esigenze di riabilitazione e il comfort di quest'ultimo.
Inoltre, affidarsi agli elettrodi integrati può garantire un monitoraggio efficace a lungo termine con una maggiore ripetibilità e precisione grazie al posizionamento standardizzato. Questo consente di poter conseguire un miglioramento dei risultati della riabilitazione, senza dover fare affidamento su dispositivi ingombranti o strutture ospedaliere [2].

In questo contesto, l'elaborato si propone di fornire una panoramica sulle componenti dei sistemi portatili per EMG e le varie tecniche e materiali usati per la loro progettazione. Dopo aver trattato brevemente nel primo capitolo la fisiologia del sistema muscolare e la formazione dei segnali elettromiografici, si analizzerà più in dettaglio l'architettura di un dispositivo indossabile: il sistema di misurazione, condizionamento e acquisizione. Si concluderà con un'acquisizione sperimentale tramite un dispositivo portatile per EMG e l'elaborazione digitale dei dati raccolti.

3. Segnali Elettromiografici: cenni di fisiologia

Prima di approfondire i dispositivi per l'elettromiografia è utile accennare alla fisiologia del sistema muscolare e capire come vengono generati i segnali che poi l'elettrocardiogramma andrà a rilevare. Le principali funzioni del sistema muscolare di interesse per l'analisi dei segnali sono principalmente: La generazione del movimento, il mantenimento della postura e la stabilizzazione delle articolazioni.

Un generico muscolo striato scheletrico è composto da un insieme di fascicoli, ognuno dai quali composto da fibre. Ciascuna fibra è composta da miofibrille , suddivise in porzioni che prendono il nome di *sarcomeri* che, se opportunamente stimolati, si contraggono.

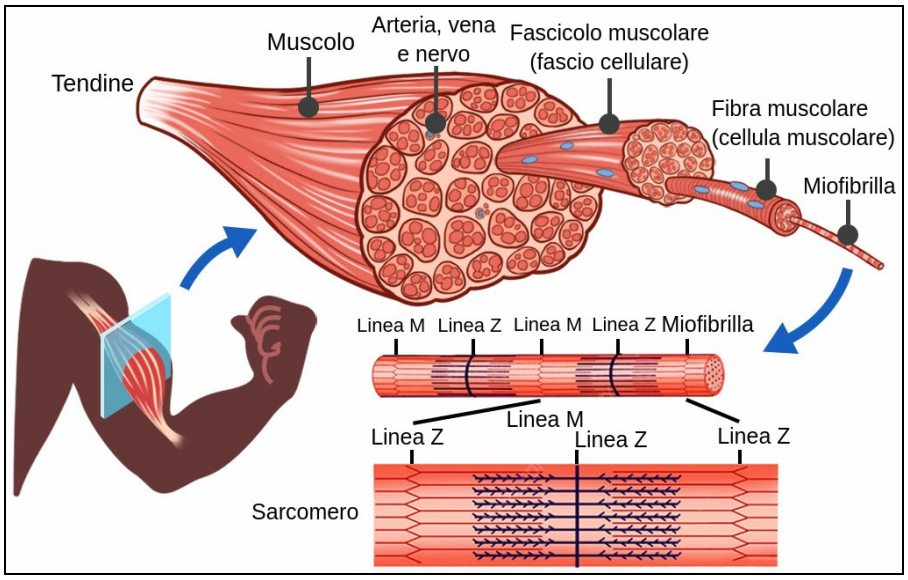


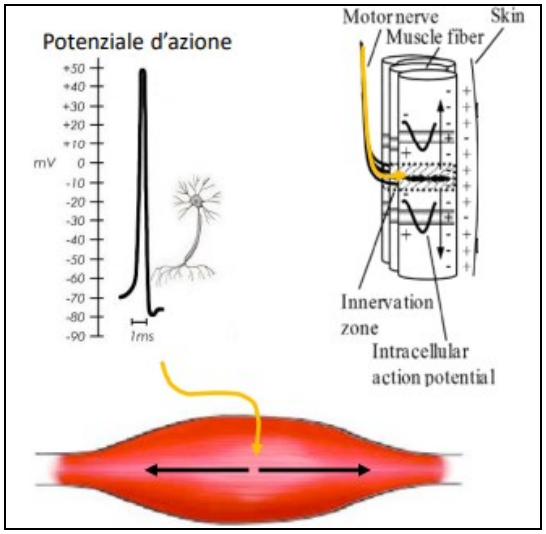
Figura 1. *Struttura del muscolo striato scheletrico*

3.1 Generazione della contrazione muscolare

Le fibre muscolari sono attivate dal sistema nervoso centrale tramite segnali trasmessi dai motoneuroni. L'*unità motoria (MU)* si compone di un singolo motoneurone e da tutte le fibre muscolari che esso innerva, costituisce l'unità funzionale minima dell'apparato neuromuscolare.

Il numero delle fibre innervate da un motoneurone dipende dalla funzione che il muscolo deve svolgere, possono essere poche fibre per i muscoli che devono eseguire movimenti di precisione, o un numero più elevato per muscoli che necessitano una forza notevole. [3]

Il punto di contatto tra le sinapsi del motoneurone e le fibre è chiamato *giunzione neuromuscolare*, da questa regione l'impulso provocato dal motoneurone genera due zone di depolarizzazione elettrica, ossia due potenziali d'azione, che si propagano verso i due estremi della fibra muscolare con una velocità di 3-5 m/s.



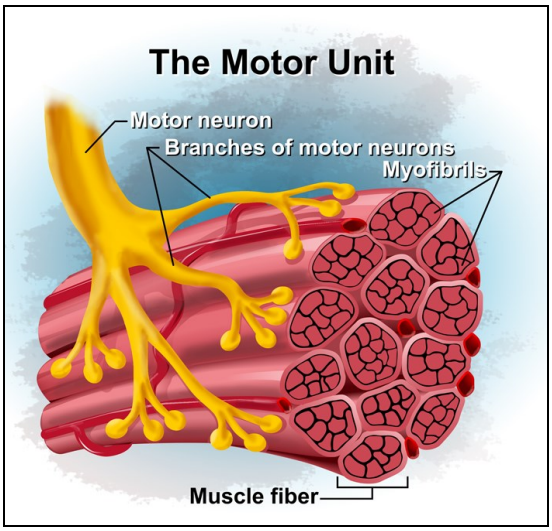


Figura 2. *Propagazione del potenziale d'azione* **Figura 3.** *Struttura unità motoria*

Il potenziale d'azione dell'unità motoria (*MUAP*) è costituito dalla risultante dell'attività elettrica dell'unità motoria. Infatti, durante la contrazione muscolare i motoneuroni trasmettono più potenziali d'azione in serie e le fibre vengono stimolate più volte. Il segnale complessivo prende il nome di treno di MUAP e costituisce l'attivazione ripetuta di un' unità motoria[4].

3.2 Segnali elettromiografici

Il segnale elettromiografico (EMG) acquisito tramite elettrodi è dato dalla combinazione lineare dei treni di MUAP, l'ampiezza e densità del segnale sono fortemente influenzati da due meccanismi: il reclutamento delle unità motorie e dalla frequenza di sparo.
Il primo si basa sul principio che l'intervento delle MU dipende dall'entità dello sforzo richiesto; per piccoli sforzi vengono attivate le fibre comandate da motoneuroni piccoli, mentre se è necessario uno sforzo elevato si attivano le fibre comandate da motoneuroni di dimensioni maggiori. Inoltre, le MU non sono mai attive tutte nello stesso istante, hanno un'attività asincrona che permette uno sviluppo di forza costante nel tempo, in modo da prevenire l'insorgenza di fenomeni di fatica nelle unità attivate.

La frequenza di sparo invece, detta anche *firing*, è la frequenza con la quale vengono innescati i potenziali d'azione in ciascuna fibra. Stimolando le fibre con frequenze d'impulso elevati, i potenziali d'azione giungono al muscolo prima che quest'ultimo si decontragga, al fine di produrre una contrazione singola con un livello di forza molto elevato rispetto a quello prodotto da un singolo potenziale.

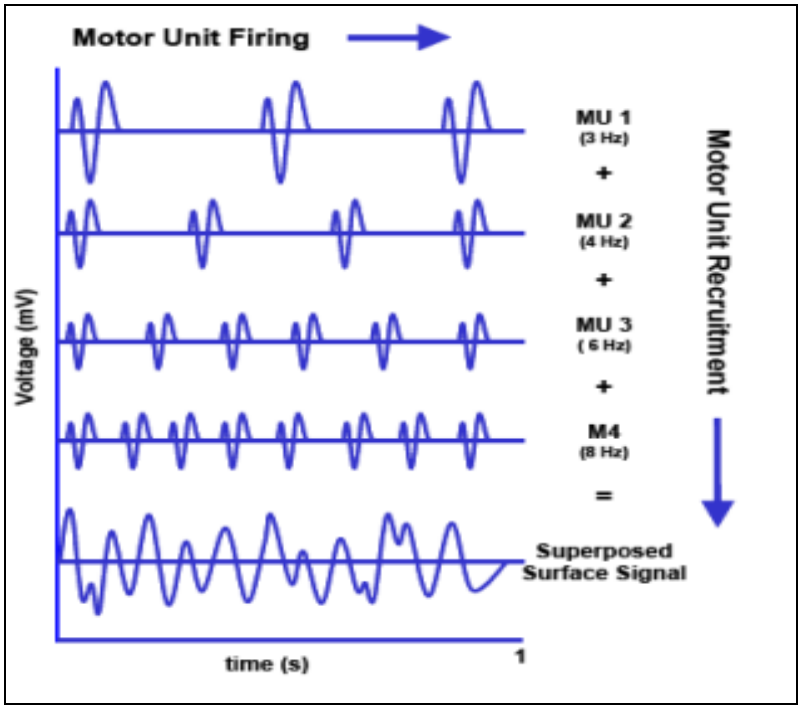


Figura 4. *segnale elettromiografico di superficie (sEMG) composto dalla sovrapposizione dei contributi dei MUAP generati dalle unità motorie attive del muscolo osservato.*

4. Dispositivi indossabili per EMG: una panoramica

I dispositivi indossabili normalmente si compongono di due unità, un'unità indossabile, che rileva i segnali, e un'unità esterna. I dati possono essere o meno elaborati direttamente in situ, a livello dell'unità di rilevamento, ma la maggior parte di essi viene memorizzata ed elaborata nell'unità esterna, dove è possibile una visualizzazione estesa in formato grafico e/o come valore numerico.

Durante la progettazione di questi dispositivi sono presenti innumerevoli sfide progettuali legate ai vincoli hardware e software. Tra i principali aspetti critici vanno sottolineati innanzitutto l'ingombro e il peso, che devono essere il minore possibile per garantire comfort al paziente e non impedire nessun movimento, i requisiti di sicurezza come la prevenzione di lesioni fisiche e l'utilizzo di materiali biocompatibili, oltre che l'autonomia del device. Infatti, la fornitura continua di energia è uno degli aspetti più importanti per rendere l'elettronica indossabile wireless sostenibile a lungo termine. Sebbene siano stati fatti molti sforzi per rendere l'elettronica efficiente dal punto di vista energetico, il sistema di comunicazione è il principale responsabile del consumo di energia. Una possibile soluzione a questo problema è caratterizzato dalle strategie di raccolta e accumulo dell'energia (*energy harvesting*) per alimentare continuamente i sensori tramite energia pulita e rinnovabile e rendere i dispositivi più accessibili e convenienti [1]. Nonostante i progressi fatti recentemente nell'ambito dell'alimentazione dei dispositivi tramite strategie di energy harvesting siano molto compromettenti soprattutto a livello di sostenibilità ambientale, oggi il sistema di alimentazione più utilizzato è quello di batterie ricaricabili (generalmente al Litio), in modo da garantire un monitoraggio continuo con un volume occupato comunque contenuto.

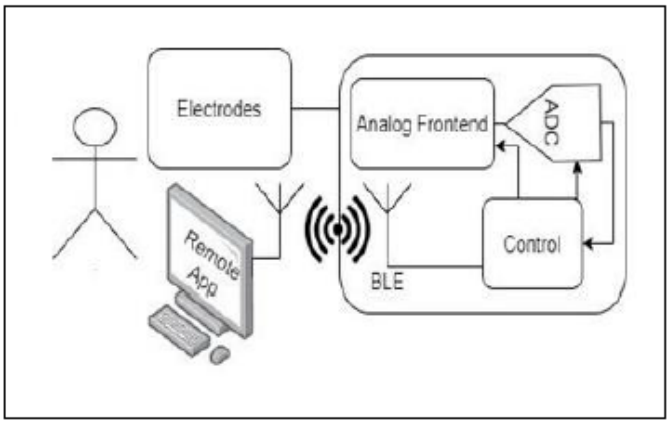


Figura 5. *diagramma a blocchi di un dispositivo di rilevamento wireless.*

4.1 Schema a blocchi

Una volta acquisito il segnale tramite gli elettrodi, il sistema di misurazione utilizza un preamplificatore per amplificare le ampiezze del segnale, di solito questo processo avviene in più fasi, in modo da evitare di amplificare insieme al segnale utile anche le componenti indesiderate. In seguito, si applica un filtraggio per eliminare gli artefatti, possono essere usati uno o più filtri in cascata, la quantità e la qualità dei filtri variano in base a quanto si vuole pulire il segnale. Il passaggio successivo è la fase di sampling, ovvero la conversione del segnale da analogico a digitale, in questa fase avvengono il campionamento e la quantizzazione dei dati, che poi possono essere visualizzati e monitorati tramite un display.[5] Questo capitolo si propone di fornire una panoramica sui principali aspetti funzionali degli elementi di questo schema a blocchi, rimandando alla loro descrizione dettagliata nei capitoli successivi.

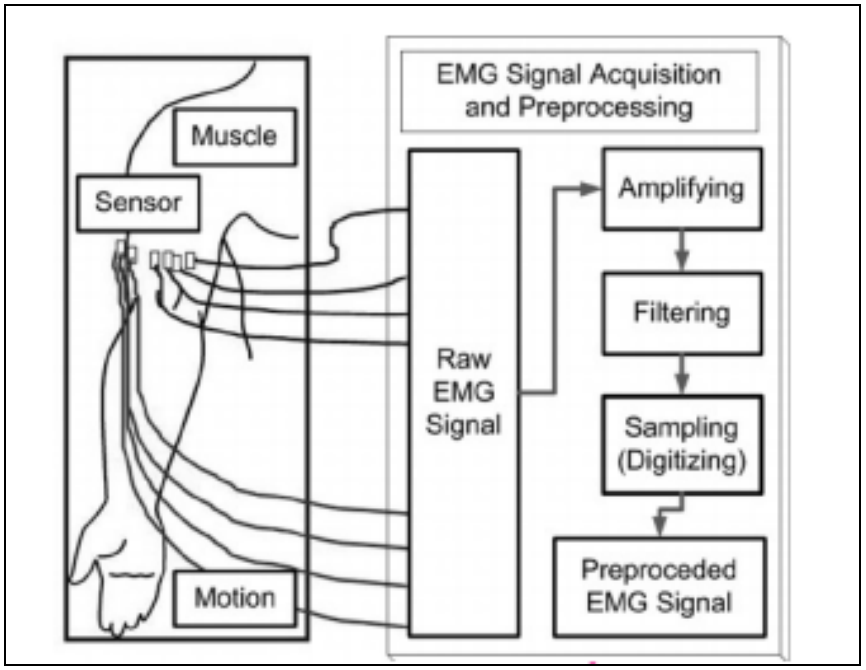


Figura 6 *Schema a blocchi del sistema di acquisizione ed elaborazione di segnali EMG*

4.2 Elettrodi

A seconda dell'ambito in cui avvengono le acquisizioni e quindi del tipo di applicazione, sono possibili due metodi per acquisire i segnali elettromiografici: elettromiografia ad ago e l'elettromiografia di superficie.
Elettromiografia ad ago: prevede l'utilizzo di aghi da inserire all'interno dei muscoli, permettendo un'ottima risoluzione spaziale e precisione ma risultando particolarmente invasiva, e quindi suggerita in ambito clinico dove l'acquisizione viene svolta da personale medico.
Elettromiografia di Superficie: utilizza elettrodi da posizionare direttamente sulla pelle, permettendo di misurare la variazione di potenziale elettrico tra due punti di un muscolo. La misurazione in questo caso non è invasiva, non richiede la presenza di personale medico e riduce drasticamente il rischio di infezioni batteriche, per questo è solitamente la strategia maggiormente utilizzata nei sistemi portatili. [5]

Gli elettrodi vanno poi collegati con un opportuno circuito di acquisizione, il quale può essere più o meno sofisticato in base ai tipi di applicazione, dove i segnali prelevati vengono condizionati e digitalizzati per poi poterli visualizzare ed elaborare tramite software appositi.

4.3 Acquisizione ed elaborazione di un segnale

I segnali EMG sono caratterizzati da ampiezze ridotte, che vanno da 100uV a qualche mV e da una banda in frequenza molto estesa che generalmente va dai 10 ai 500 Hz, con il maggiore contenuto informativo compreso tra 50 e 150Hz.
I segnali sono fortemente influenzati da numerosi fattori, come la posizione degli elettrodi (figura 7) o il tipo di tessuti; infatti, l'aumentare dello spessore dello strato lipidico può provocare un'attenuazione del segnale [6].
Sono presenti anche diversi rumori che interferiscono durante il processo di acquisizione: il *cross-talk* fisiologico, fenomeno dove muscoli adiacenti interferiscono producendo un segnale che viene riconosciuto dall'elettrodo, il rumore dell'ambiente esterno, il rumore dovuto alle componenti elettroniche del blocco di acquisizione, il rumore provocato dall'instabilità elettrodo pelle e il rumore dovuta alla rete di alimentazione di frequenza a 50 o 60 Hz. [4]

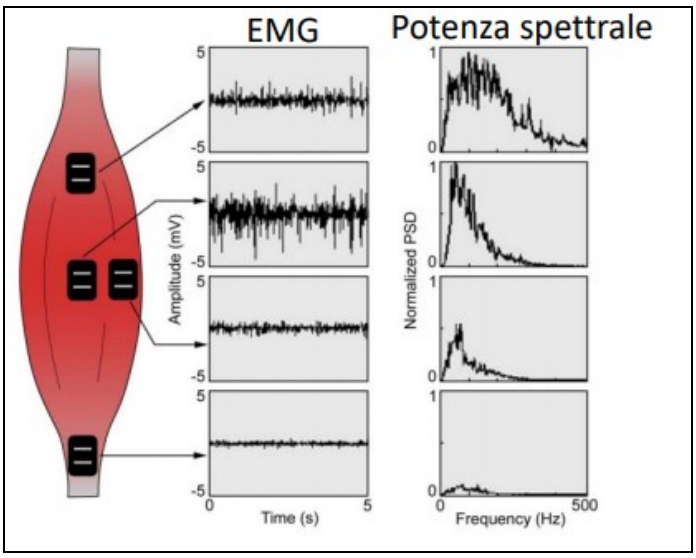


Figura 7 *Maggiore il numero di fibre coinvolto, maggiore il segnale*

4.4 Trasmissione dati

Durante l'acquisizione dei segnali EMG, l'unità indossabile registra segnali ad alto contenuto di informazione per un lungo periodo di tempo, che è necessario mantenere in memoria e rendere disponibili per successive elaborazioni. In alcuni casi, vista la ricchezza del segnale EMG, può essere necessario ricorrere a una compressione del segnale tramite l'estrazione di features o uno specifico campionamento limitato solo a specifici eventi, in modo da ridurre la quantità di dati in memoria e quindi consentire acquisizioni più durature. I dati memorizzati nel dispositivo indossabile vengono poi inviati ad un'unità esterna, che può essere un dispositivo portatile come un telefono o computer o un software accessibile da remoto. Una volta che i dati sono stati inviati si possono conservare senza avere nessuna problematica di memoria e si può effettuare un analisi più accurata o estrarre e manipolare informazioni utili.
Per inviare i dati raccolti all'unità esterna, ci sono più modalità wireless, che sono preferibili a quelle cablate per la comodità nel movimento, ma dall'altro lato soggette a forte attenuazioni del segnale a causa delle condizioni climatiche e alla presenza di ostacoli tra il ricevitore e trasmettitore.
Delle tecnologie sviluppate negli ultimi anni, la Bluetooth Low Energy (BLE) è una di quelle maggiormente utilizzate, che si contradistingue dal normale Bluetooth per un consumo minore di potenza, in quanto la circuiteria per la trasmissione è attiva unicamente quando sono disponibili nuovi dati. [7]

5. Elettrodi per EMG

I segnali elettromiografici vengono ricevuti attraverso gli elettrodi, dischi di materiali conduttivi utilizzati per raccogliere e trasferire il potenziale di attivazione muscolare. [8]
Posizionando due elettrodi sul corpo, è possibile rilevare la differenza di potenziale elettrico tra i due punti in cui questi sono collocati, grazie alla trasformazione dei gradienti ionici presenti nei tessuti sottostanti in un flusso di elettroni.

5.1 Tipologie di elettrodi

Il prelievo del segnale può avvenire in due modalità:
• Configurazione unipolare: un singolo elettrodo è posto in contatto con il muscolo e misura la differenza di potenziale tra punto dove è posizionato e l'elettrodo di riferimento, registrando tutti i segnali elettrici, incluso il rumore nelle vicinanze dell'area di rilevazione. Questa configurazione presenta un'importante limitazione legata alla bassa risoluzione spaziale, poiché tende ad amplificare anche segnali indesiderati.

• Configurazione bipolare: Due elettrodi sono posizionati a contatto con il muscolo, generalmente uno al centro e uno all'estremità vicino all'articolazione, mentre un terzo elettrodo funge da riferimento. Il segnale prelevato viene quindi inviato ad un amplificatore differenziale, consentendo una migliore reiezione dei disturbi in quanto i disturbi comuni ai due elettrodi si annullano nella codifica differenziale [3-4].

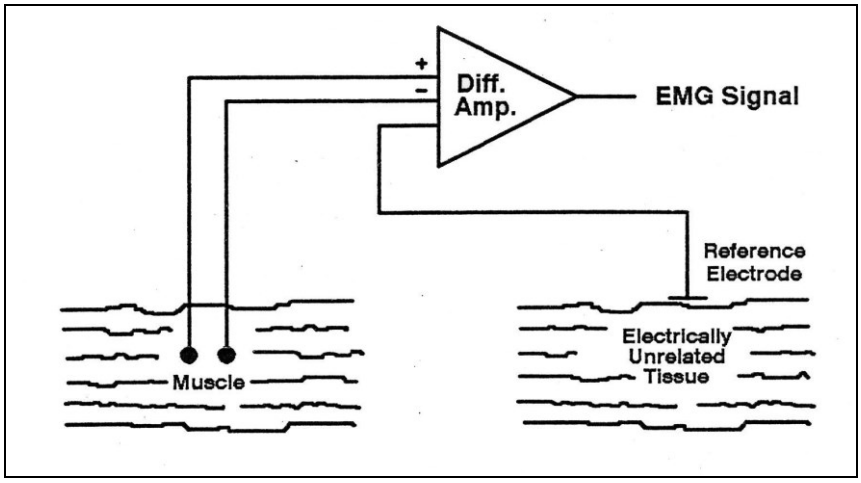


Figura 8 *Rilevamento segnale EMG con elettrodo in configurazione bipolare*

Nell' elettromiografia di superficie possono inoltre essere usati diversi tipi di elettrodi a seconda del tipo di analisi che si vuole effettuare

1) Singoli elettrodi: da usare in coppia o a gruppi di tre per rilevare la differenza di potenziale.

2) Array di elettrodi: strisce di lunghezza variabile capaci di registrare il potenziale lungo una direzione specifica, consentendo di osservare la sua distribuzione in uno spazio monodimensionale. Tramite gli array è inoltre possibile individuare il punto di d'innervazione.

3) Matrici di elettrodi: costitute da più serie di array disposti parallelamente per creare una struttura bidimensionale, in modo da poter ricavare una distribuzione 2D del potenziale elettrico. Queste configurazioni sono molto usate nei dispositivi integrati, dove matrici di elettrodi stampati possono essere integrate alle protesi per consentire il monitoraggio dell'attività muscolare[2].

Gli elettrodi possono essere infine di due categorie

1. Elettrodi wet

   Utilizzano un gel elettrolitico come interfaccia tra la pelle e l'elettrodo. La parte metallica è solitamente in argento o cloruro d'argento. L'utilizzo dello strato di AgCl agevola il passaggio della corrente attraverso la giunzione tra l'elettrolita e l'elettrodo, riducendo l'introduzione di disturbi elettrici nella misurazione rispetto agli elettrodi metallici puri in argento. Gli elettrodi gelificati possono essere scelti come monouso o riutilizzabili.

2. Elettrodi dry

   Questi elettrodi sono posizionati direttamente sulla pelle e trovano impiego quando la forma o le dimensioni dell'elettrodo non consentono l'uso del gel conduttivo, ad esempio gli elettrodi ad array o matrice. Di solito includono un pre-amplificatore vicino all'elettrodo a causa dell'alta impedenza che si sviluppa in assenza del gel. Questi elettrodi risultano più pesanti rispetto a quelli gelificati, il che può generare problematiche riguardo alla stabilità della fissazione.[3]

Figura 9 Elettrodi per EMG wet

Figura 10 Elettrodi per EMG dry

5.2 Circuiti equivalenti

La comprensione delle principali caratteristiche di prestazione dei sistemi di monitoraggio indossabili è importante per valutare la loro funzionalità nella misurazione e per lo sviluppo di elettrodi con migliori prestazioni. Alcune delle principali caratteristiche di prestazione includono l'impedenza di contatto degli elettrodi cutanei, la suscettibilità agli artefatti da movimento, la stabilità e la durata degli elettrodi. Inoltre, anche se non rappresentano parametri numerici, durante lo sviluppo del sistema è fondamentale considerare anche il comfort dell'utente e la perfetta integrazione con le protesi o gli abiti.

Durante le registrazioni di biopotenziali, l'impedenza di contatto pelle-elettrodo gioca un ruolo fondamentale in quanto influisce direttamente sul segnale ricevuto all'uscita dell'amplificatore.
L'interfaccia elettrodo-elettrolita può essere descritta come una circuito RC (resistenza-condensatore) parallelo. Tuttavia, la pelle è molto più complessa e per avere una comprensione completa dell'impedenza pelle-elettrodo e delle sue caratteristiche in funzione della frequenza è necessario approfondire e differenziare i diversi strati della pelle: epidermide, derma e tessuto sottocutaneo.
Lo strato più esterno, l'epidermide, svolge un ruolo importante nell'interfaccia pelle-elettrodo poiché è a diretto contatto con l'elettrodo e si rinnova costantemente. Gli strati più profondi coinvolgono invece i tessuti vascolari e i nervi insieme alle ghiandole sudoripare, ai dotti sudoripari e ai follicoli piliferi.

Il circuito equivalente dell'interfaccia pelle-elettrodo (Figura 11) inizia con un potenziale d'elettrodo E_{hc} seguito dall'interfaccia elettrodo-elettrolita tra l'elettrodo e il gel, che è rappresentato dal parallelo della capacità C_d dovuta alla formazione del doppio strato elettrico, e dalla resistenza al trasferimento di carica R_d. Il gel è simulato da una resistenza in serie R_s. Lo strato superiore dell'epidermide E_{hc} si comporta come una membrana semipermeabile che provoca una differenza di concentrazione di ioni e una differenza di potenziale. C_d e R_e modellano l'impedenza dello strato epidermico e R_a rappresenta il derma, che si comporta come una resistenza. Infine, E_p, C_p e R_p indicano l'effetto delle ghiandole sudoripare, che non verrà approfondito in questo elaborato.

I blocchi RC paralleli del circuito equivalente suggeriscono che l'impedenza pelle-elettrodo diminuisca con l'aumentare della frequenza e per questo le componenti a bassa frequenza del segnale EMG si discosteranno maggiormente dal segnale originale. Per migliorare la qualità del segnale è quindi necessario diminuire l'impedenza d'elettrodo [9].

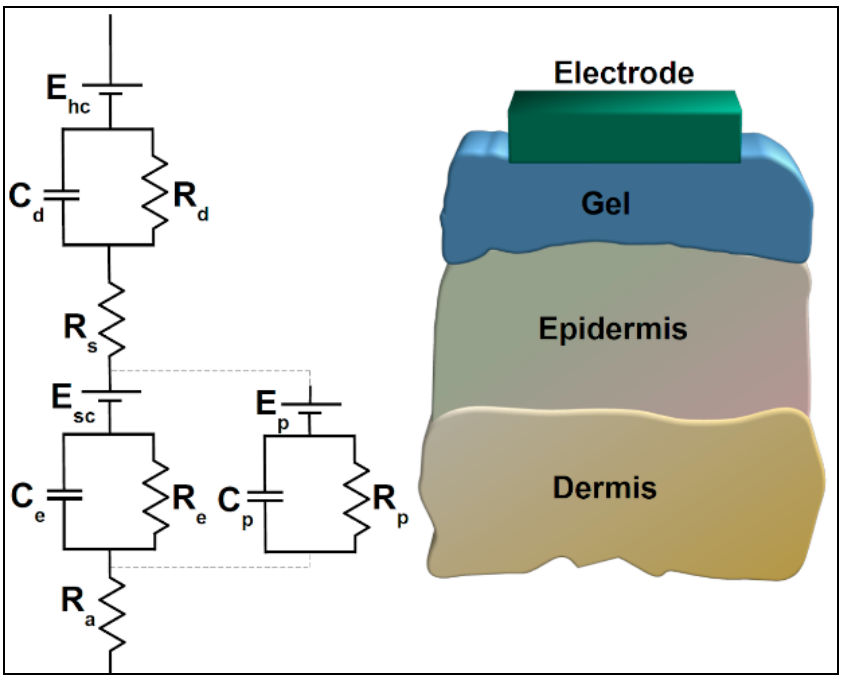


Figura 11 *Circuito equivalente dell'interfaccia elettrodo pelle*

Un modo per ridurre l'impedenza è trattare la pelle prima di posizionare gli elettrodi. La preparazione di solito avviene con un'iniziale rimozione della peluria e prosegue con una pulizia che può svolgersi con modalità diverse:

- Utilizzo di una pasta abrasiva per effettuare un peeling della pelle
- Carta abrasiva combinata all'uso di alcool
- Applicazione di tamponi imbevuti di acetone

5.3 Dimensioni

La configurazione dell'elettrodo è determinata dalla forma della sua superficie conduttiva. In genere, gli elettrodi sono disponibili in diverse forme, come circolare, quadrata o rettangolare. La considerazione chiave è che la superficie degli elettrodi per ciascun punto (ad esempio, in configurazione bipolare) dovrebbe rimanere la stessa, in modo da garantire una coerenza nell'impedenza di ingresso in ogni punto.

Per determinare quali elettrodi sono più performanti si fa riferimento al rapporto segnale-rumore (SNR), una grandezza numerica che mette in relazione la potenza del segnale utile rispetto a quella del rumore, quindi maggiore il SNR, migliore sarà la qualità del segnale acquisito dall'elettrodo.
La dimensione dell'elettrodo è determinata da due parametri: lo spessore e la superficie a contatto con la pelle. Una maggiore superficie dell'elettrodo aumenta il contatto del sensore con il corpo, portando a un SNR più elevato. Tuttavia, l'aumento del diametro dell'elettrodo oltre i 10 mm provoca rumore e disturbi al segnale sEMG a causa della dei crosstalks e del superamento delle dimensioni delle fibre muscolari. Pertanto, solitamente si utilizzano elettrodi con diametro non superiore a 10 mm. Inoltre, un maggiore spessore fa sì che gli elettrodi esercitino una maggiore pressione sulla pelle verso le fibre muscolari, il che aumenta l'SNR, ma può anche risultare scomodo per il paziente [8].

6. Tecniche di fabbricazione e materiali

Sebbene i materiali e le tecniche di fabbricazione dei dispositivi di misurazione non influiscano direttamente sulle prestazioni di acquisizione dei segnali, sono tra gli aspetti più importanti, se non i principali, per quanto riguarda i costi di produzione ed efficienza energetica. In questa sezione viene fornita una panoramica delle varie tecniche e dei materiali utilizzati per realizzare le componenti di microelettronica utili per i dispositivi di acquisizione portatili [9].

6.1 Realizzazione

Le tecnologie impiegate per sviluppare questi sistemi derivano spesso da metodologie di fabbricazione tradizionalmente associate alla microelettronica, ma con l'impiego di materiali, reagenti e approcci differenti. Tra queste tecniche vi sono la fotolitografia, la deposizione chimica da fase vapore (CVD) e la deposizione fisica da fase vapore (PVD).
Poiché queste tecnologie risultano costose e utilizzano materiali particolarmente nocivi per l'ambiente, negli ultimi anni la ricerca si è concentrata nello sviluppo delle cosiddette *Printed Technologies*: tecniche che permettono di realizzare sistemi elettronici disponendo inchiostri conduttivi su diversi substrati [7].

6.1.2 Printed Technologies

Le printed technologies stanno rivoluzionando il settore dei sensori e dell'elettronica flessibile, fornendo soluzioni economiche per la lavorazione di diversi materiali elettronici a temperature compatibili con i substrati di plastica.
Fasi di lavorazione semplificate, riduzioni di spreco di materiali, bassi costi di fabbricazione e semplici tecniche di modellazione le rendono infatti molto interessanti per quanto riguarda il rapporto costi-benefici della produzione.
I due approcci principali solitamente adottati sono: contact printing e non-contact printing.
Nel processo di *contact printing*, i substrati vengono stampati tramite il diretto contatto con pattern di inchiostri. Nel metodo di *non-contact printing*, invece, gli inchiostri vengono erogati attraverso aperture o ugelli e le strutture vengono definite muovendo lo strumento secondo uno schema pre-programmato. Le tecnologie di stampa a contatto comprendono la stampa rotocalco, la stampa roto-offset, la stampa flessografica e la stampa Roll-to-Roll

(R2R). Le principali tecniche di stampa senza contatto includono la serigrafia, la verniciatura con stampi a fessura e la stampa a getto d'inchiostro. Le non-contact printing in particolare hanno suscitato grande interesse per le loro caratteristiche distintive, come la semplicità, l'economicità, la velocità, l'adattabilità al processo di fabbricazione, l'alta risoluzione dei modelli e la facilità di controllo attraverso la regolazione di pochi parametri di processo [10].

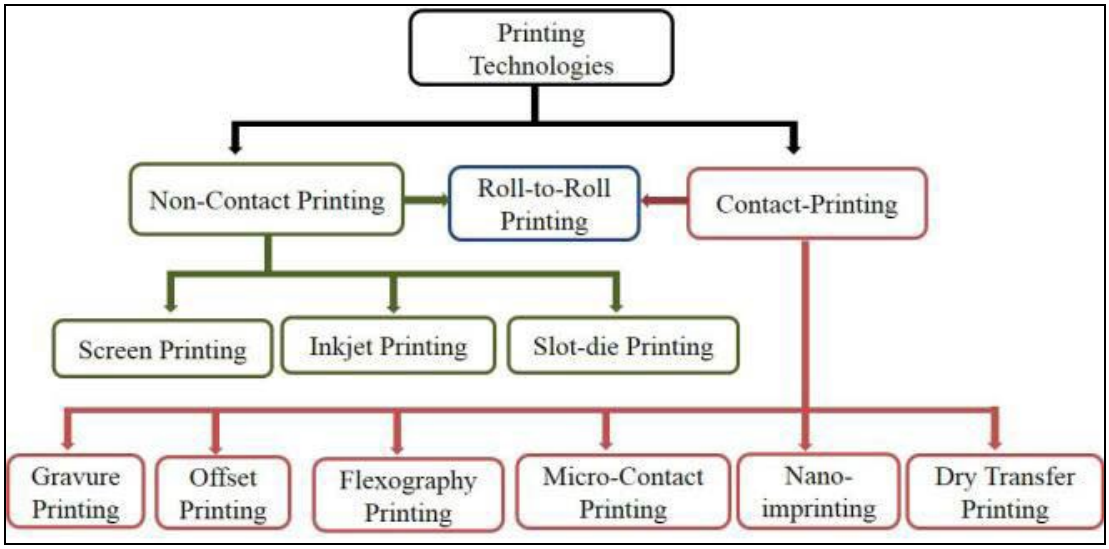


Figura 12 *Classificazione delle comuni tecniche di stampa*

Nel contesto dei sistemi di acquisizione per EMG, le printed technologies rappresentano un insieme unico di tecnologie che consentono di ottenere flessibilità di lavorazione, riduzione dei costi, miniaturizzazione e/o miglioramento dell'integrabilità dell'EMG e del suo circuito di condizionamento nei dispositivi indossabili. In letteratura sono state proposte numerose tecniche, substrati e inchiostri diversi per cercare di integrare gli elettrodi EMG nei sistemi indossabili e migliorarne la flessibilità, insieme alla resistenza degli elettrodi. Le strategie più promettenti riguardano i prodotti tessili, elettrodi temporanei a tatuaggio, polimeri conduttivi o elastomeri miscelati con inchiostri a base di nanoparticelle d'argento o di carbonio. Tra questi, gli elettrodi permanenti a tatuaggio rappresentano una promettente soluzione confortevole e non invasiva che migliorerebbe le prestazioni sia in termini di rapporto segnale/rumore (SNR) che di stabilità. Tuttavia, sono ancora presenti diversi dubbi riguardo la loro durata e i possibili effetti tossici dovuti all'interazione tra il tatuaggio e la pelle a lungo temine. Una soluzione alternativa potrebbe essere l'integrazione diretta di elettrodi personalizzati sulle superfici 3D di ortesi o protesi, in modo da garantire da un lato un'interazione pelle-elettrodo compatibile e dall'altro una maggiore stabilità grazie a un'interazione inchiostro-substrato più robusta.

Nessuna delle tecniche di stampa sopra menzionate può essere utile poiché tutte stampano in due dimensioni. In questa prospettiva, le tecniche di stampa emergenti, come il Micro-Dispensing o l'Aerosol Jet Printing (AJP), stanno aprendo la strada all'interessante possibilità di incorporare direttamente elettrodi con posizioni, geometrie e materiali totalmente personalizzati sulle superfici 3D dei dispositivi [2].

6.1.3 Aerosol Jet Printing

Il processo Aerosol Jet è un metodo di stampa diretta che utilizza la focalizzazione aerodinamica di goccioline aerosolizzate per depositare con precisione materiali funzionali su un substrato. Questo approccio inizia con l'aerosolizzazione di un liquido funzionale in piccole gocce di diametro compreso tra due e cinque micron. Un gas trasportatore poi deposita le gocce all'ugello, dove vengono focalizzate in un fascio collimato del diametro che varia dai 10 micron fino a un centimetro. Il fascio di aerosol viene emesso dalla testa di deposizione con una velocità di circa 80 m/s e stampa il substrato tramite un percorso controllato.

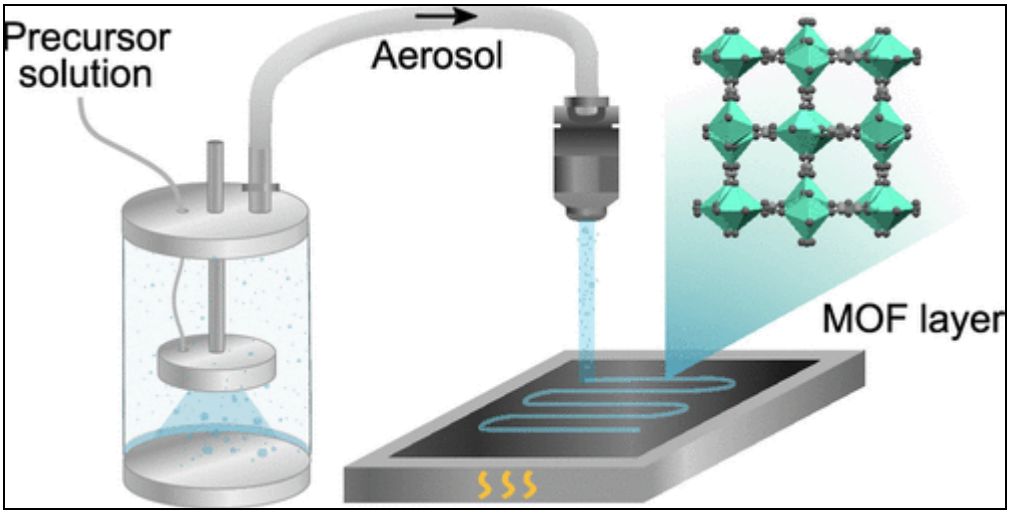


Figura 13 *Processo di stampa dell'Aerosol Jet Printing*

Le parti stampate vengono create traslando la testa di deposizione rispetto al substrato nelle direzioni XYZ e theta utilizzando un percorso generato da un file di progettazione CAD. Una differenza netta tra l'approccio di stampa Aerosol Jet e altri processi di stampa a scrittura diretta è che il processo Aerosol Jet è un processo senza contatto che si basa sul getto aerodinamico per spingere le gocce sul substrato. Ciò consente una distanza relativamente ampia di circa 2-5 mm il substrato e la testa di deposizione, permettendo a quest'ultima di

stampare con qualsiasi orientamento, anche verso l'alto, eliminando il requisito di un substrato liscio e piatto e consentendo di stampare sulla maggior parte delle superfici 3D. Il processo Aerosol Jet stampa inchiostri con viscosità fino a 1000 cP che possono contenere particelle solide fino a 500 nm di diametro. Le formulazioni tipiche includono inchiostri metallici con nanoparticelle, materiali organici funzionali, dielettrici, polimeri, adesivi, nanotubi di carbonio e materiali biologici [11].

6.2 materiali

I circuiti all'interno dei dispositivi devono essere progettati in modo tale da assicurare un adeguato livello di integrità e ripetibilità nel medio-lungo periodo e garantire un livello di sopportazione a stress meccanici. Nella prossima sezione si farà una panoramica dei principali materiali usati per la fabbricazione di substrati e inchiostri per i dispositivi biomedici.

6.2.1 Substrati

Il substrato è la base per il resto dei componenti elettronici e funge da isolante elettrico per separare i dispositivi elettrici gli uni dagli altri. I substrati tradizionali per l'elettronica sono generalmente rigidi e, nonostante le loro elevate prestazioni, non sono adatti nei dispositivi elastici o integrabili per la loro poca flessibilità. Per questo negli ultimi anni si è investito nella ricerca per lo sviluppo di substrati di polimeri sintetici più leggeri, flessibili e riciclabili o biodegradabili, come fibre resine o proteine, le quali hanno mostrato proprietà isolanti adatte ai substrati.

La scelta tra un materiale sintetico o naturale va fatta tenendo conto dei parametri che si vogliono rispettare per lo sviluppo del dispositivo quali la flessibilità, la rigidità, l'elevata trasparenza, la levigatezza della superficie, la bassa espansione termica, la resistenza al calore, il costo, lo spessore ridotto e la leggerezza. Inoltre, è necessario tenere in considerazione anche i requisiti delle stampanti, che possono richiedere substrati di determinati spessori o proprietà meccaniche. Per ultimo, l'inchiostro utilizzato nell'elettronica stampata richiede solitamente un trattamento dopo la stampa, che può richiedere alte temperature, sostanze chimiche o radiazioni UV, che non tutti i substrati possono supportare.

I film polimerici sono la scelta più diffusa per i substrati elettronici stampati, ma la loro produzione deve essere attentamente studiata e controllata al fine di ridurre al minimo i difetti e le distorsioni superficiali. Il polietilene tereftalato (PET), il polietilene naftalato (PEN), il PI e il policarbonato (PC) sono i materiali polimerici più comunemente utilizzati. Il PET è il substrato polimerico più diffuso, con un'elevata trasparenza ottica, flessibilità, resistenza ai solventi, prezzo contenuto e stabilità dimensionale alle alte temperature. PEN e PI, invece, hanno una migliore resistenza al calore, ma una minore trasparenza e un costo più elevato. Il PC ha un'elevata stabilità, un peso ridotto e buone proprietà meccaniche, come rigidità, resistenza agli urti e durezza. La problematica principale nell'uso dei substrati in plastica è la bassa temperatura di transizione vetrosa (Tg), che ne limita l'utilità per i materiali organici.

I substrati di carta sono un'alternativa interessante per l'elettronica stampata, poiché economica, flessibile, ecologica e biodegradabile. Sono presenti anche numerosi svantaggi come l'elevata rugosità superficiale, la porosità, la permeabilità al vapore e la scarsa resistenza all'umidità., i quali però possono essere minimizzati mediante il rivestimento o laminazione del materiale.
Un altro substrato polimerico naturale adatto è la nanocellulosa, che possiede proprietà quali elevata trasparenza, resistenza meccanica, resistenza al calore, bassa espansione termica ed elevata scorrevolezza della liscezza superficiale. Altri materiali naturali biodegradabili che possono essere utilizzati come substrati sono, ad esempio, la seta, la gommalacca, la gelatina e l'amido [12].

6.2.2 Inchiostri

Nell'elettronica stampata, gli inchiostri vengono utilizzati per realizzare i diversi strati attivi e protettivi sul substrato. Per stampare strutture elettroniche complesse, sono necessari diversi tipi di inchiostri, come gli inchiostri conduttori, semiconduttori e dielettrici (o isolanti), che devono essere in grado di stampare strati omogenei ed essere compatibili con gli altri tipi di inchiostro usati durante l'applicazione. I componenti degli inchiostri possono essere sia materiali organici che inorganici; tuttavia, alcuni componenti devono essere in micro o nanoscala per ridurre al minimo i problemi di intasamento delle stampanti.

Inchiostri conduttori

I metalli sono i materiali per inchiostri conduttivi più comunemente utilizzati, sotto forma di sospensioni di nanoparticelle o di decomposizione metalorganica (MOD). Le nanoparticelle metalliche sono facili da disperdere negli inchiostri per diversi metodi di stampa grazie alle loro dimensioni; tuttavia, la loro produzione richiede un elevato impiego di manodopera ed energia.

Gli inchiostri metallici più diffusi sono rame, oro,alluminio e argento. Quest'ultimi hanno un'elevata conduttività e resistenza all'ossidazione per lunghi periodi di tempo. Gli inchiostri in rame hanno una conduttività leggermente minore a quella dell'argento, ma che diminuisce nel tempo a causa dell'ossidazione. Esistono diversi metodi per prevenire l'ossidazione, come l'uso di antiossidanti, l'esecuzione della sintesi in un solvente organico o la formazione di uno strato protettivo.

L'oro è un altro metallo facile da preparare come inchiostro conduttivo, poiché è stabile nell'ambiente e richiede temperature di sinterizzazione relativamente basse. Inoltre, sono stati sintetizzati anche inchiostri a base di alluminio; che però presentano un'elevata tendenza all'ossidazione e caratteristiche chimicamente attive.

Oltre agli inchiostri metallici, sono stati formulati anche inchiostri conduttivi a base di carbonio, tra cui CNT e grafene, che sono personalizzabili e utilizzabili per applicazioni specifiche. Il grafene ha un'elevata conduttività, trasmittanza luminosa, resistenza meccanica ed elasticità.

Inchiostri semiconduttori

Gli inchiostri semiconduttori dell'elettronica stampata funge da strato attivo, dove avviene la maggior parte dell'attività elettrica. Il silicio e il germanio sono i materiali semiconduttori più comuni grazie alla loro stabilità fisica e alle loro elevate prestazioni. Molti ossidi ceramici possono essere utilizzati come materiali semiconduttori, come l'ossido di stagno (SnO_2), l'ossido di zinco (ZnO), l'ossido di indio (In_2O_3) e l'ossido di gallio (Ga_2O_3). Gli ossidi ceramici hanno una degradazione non tossica; tuttavia, richiedono alte temperature di sinterizzazione e sono costosi a causa della loro rarità. Studi recenti hanno anche dimostrato che i dicalcogenuri di metalli di transizione hanno proprietà semiconduttive.

Inchiostri dielettrici

Gli inchiostri dielettrici sono utilizzati come strati isolanti e condensatori nell'elettronica stampata. Durante l'utilizzo di questi materiali è necessario prestare particolare attenzione al fatto che lo strato realizzato isoli in modo efficace i circuiti senza lasciare percorsi conduttivi

scoperti che potrebbero aumentare la quantità di interferenze catturate. Ciò implica scegliere con cura la geometria dello strato isolante e le dimensioni degli ugelli o teste di stampa.

I materiali di supporto, come cellulosa, gelatina, gommalacca e seta, sono isolanti e possono essere utilizzati come dielettrici. Anche gli ossidi ceramici possono essere utilizzati, tuttavia hanno la tendenza a formare fori e crepe. Esiste anche un'ampia gamma di polimeri adatti, caratterizzati da una bassa rugosità superficiale, concentrazione di impurità, costi, temperature di sinterizzazione. Questi materiali sono inoltre compatibili con i semiconduttori organici. I materiali dielettrici polimerici più comunemente utilizzati sono il polimetilmetacrilato (PMMA), il PI, il polivinilfenolo (PVP), il PS, l'acido polilattico (PLA), il polidimetilsilossano (PDMS), l'alcol polivinilico (PVA) e il benzociclobutene (BCB) [12].

7. Condizionamento e acquisizione

L'unità di acquisizione dei dati EMG raccoglie e trasduce i segnali provenienti dagli elettrodi sEMG. Questi vengono poi sottoposti ad una fase pre-elaborazione analogica e successivamente convertiti in digitale. Infine un sistema di trasmissione si occupa di salvare i dati o rielaborarli in una fase di post-processing.
Nei prossimi paragrafi verranno approfondite le varie fasi di condizionamento e acquisizione dei segnali EMG e le componenti elettroniche per l'acquisizione sperimentale.

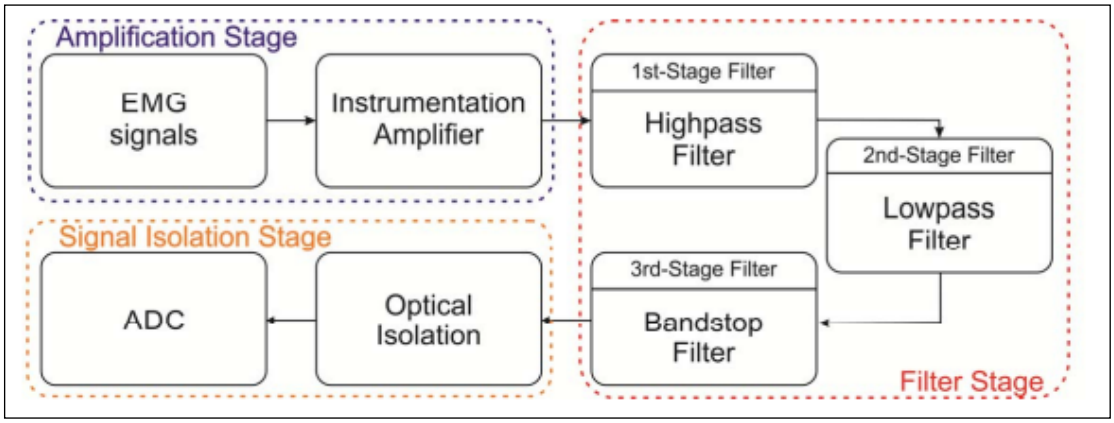


Figura 14 *schema a blocchi condizionamento e acquisizione*

7.1 Condizionamento

Il condizionamento è la fase successiva alla trasduzione e si occupa dell'elaborazione preliminare del segnale per poter essere trattato dal sistema di acquisizione. Le funzioni minime che deve garantire sono l'adattamento del livello del segnale ai limiti imposti in uscita, una minimizzazione dell'effetto di carico, limitare l'impedenza d'uscita e ottimizzare il rapporto segnale/rumore (SNR). Per fare questo di norma si amplifica e si applica un primo filtraggio analogico al segnale [13].

7.1.1 Amplificazione differenziale

I segnali EMG sono caratterizzati da piccole ampiezze e un'elevata impedenza da contatto, è per questo necessario utilizzare un amplificatore. Di norma il segnale viene amplificato

tramite più step, in modo da amplificare il segnale utile e non anche la componente di disturbo.

Per la prima amplificazione si utilizza di norma un amplificatore da strumentazione (INA), la cui struttura deriva dall'amplificatore differenziale ideale. Esso presenta un' elevata impedenza d'ingresso per evitare un effetto di carico – ovvero che parte della corrente del segnale utile venga assorbita dalla strumentazione – con effetti di distorsione del segnale misurato [13].

A causa della debolezza del segnale EMG, la differenza di ampiezza tra alcune componenti utili del segnale EMG e i rumori può essere molto piccola. Se il guadagno del preamplificatore è troppo grande, i rumori saranno amplificati enormemente, portando così all'instabilità e alla saturazione dell'amplificatore successivo. Per evitare questa problematica, è preferibile che il guadagno del preamplificatore sia impostato intorno a 10. Inoltre, sono necessari almeno un rapporto di reiezione di modo comune (CMRR) superiore a 100 dB, un'elevata larghezza di banda (BW) e un'impedenza di ingresso (Zin) superiore a 100 GΩ [5-14].

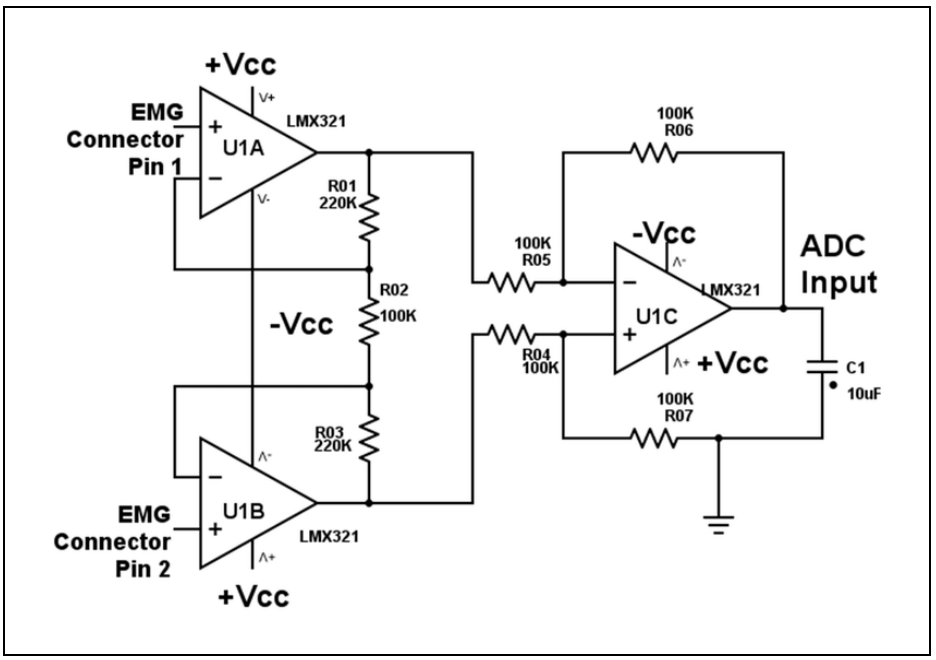


Figura 15 *Amplificatore da strumentazione usato come prima fase di amplificazione per EMG*

7.1.1 Filtraggio

I filtri costituiscono operatori sia analogici (circuitali) che digitali (software) capaci di ridurre l'ampiezza di alcune componenti di un segnale. Vengono impiegati durante il processo di condizionamento per mitigare le componenti indesiderate presenti nel segnale sEMG che non sono state completamente eliminate attraverso la fase di differenziazione.
L'intervallo della frequenza effettiva dell'EMG è di circa 10Hz-500Hz, i rumori che interferiscono con il segnale utile hanno frequenze che cambiano in base alla fonte del disturbo.

- Rumore di linea (*Power Line Noise*): il disturbo più significativo dell'EMG, è causato dall'interferenza elettromagnetica causata dalle linee elettriche in corrente alternata. La sua componente in frequenza principale è di 60 o 50 Hz (in base al paese). Per ridurre l'interferenza si può usare un filtro Notch, ma non è una soluzione a cui tutti concordano poiché la fascia 30-300hz è la banda più significativa del segnale EMG e applicando il filtro si andrebbero a perdere parti importanti del segnale utile.
  Come alternativa, si preferisce la cancellazione del rumore tramite filtri digitali o con algoritmi di signal processing.

- Instabilità intrinseca del segnale: Il segnale può essere influenzato dalle unità motorie adiacenti a quella di cui si sta prelevando il segnale. Di norma queste interferenze si trovano tra 0 e 20Hz e vanno rimosse con dei filtri passa alto. [5]

Nella fase di condizionamento si utilizzano filtri passa-alto e passa-basso dopo la prima e seconda fase di amplificazione, in modo da filtrare immediatamente le componenti indesiderate che sono state amplificate dagli amplificatori. Per progettare un filtro è necessario scegliere la frequenza di taglio, il tasso di roll-off e la topologia di circuito. Il tasso di roll-off, ovvero la pendenza della curva della risposta in frequenza del filtro, dipende dall'ordine di quest'ultimo, più l'ordine è alto più la pendenza aumenta.
Esistono diversi tipi di rumori con diverse caratteristiche all'interno delle componenti a bassa frequenza. Di conseguenza, la progettazione di un filtro passa-alto è più complicata rispetto a quella di un filtro passa-basso.
Si può realizzare il filtro combinando dei filtri passa-basso e passa-alto alla frequenza di taglio rispettivamente di 20 e 500 Hz.

L’obbiettivo è quello progettare il filtro più semplice e a basso costo, usando un minor numero di componenti. Una scelta comune è quello di optare per un filtro attivo del secondo ordine con la tecnologia sallen-key. sia per il filtro passa-alto che per quello passa-basso, al fine di mantenere la semplicità e il numero di componenti [14]

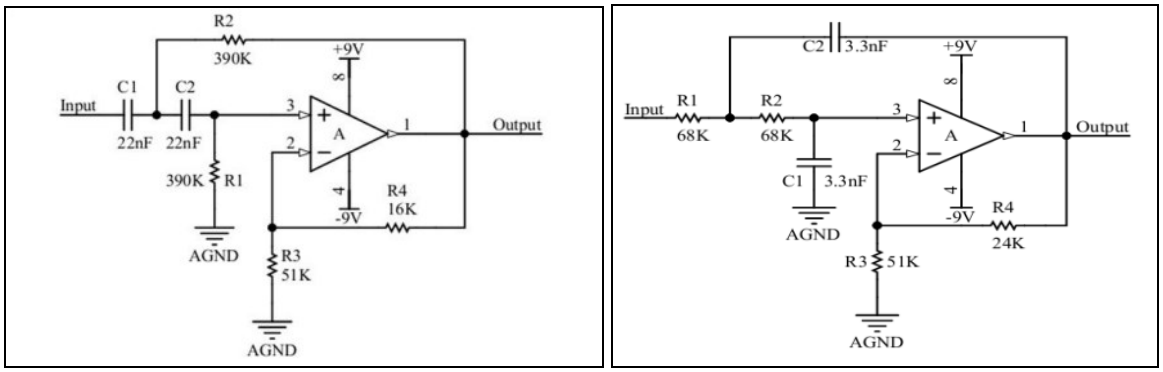


Figura 16 *Filtro passa-alto (sinistra) e passa-basso (destra) di secondo ordine della Sellen-Key*

7.2 Unità d’acquisizione: Conversione A/D

Una volta che i segnali sono stati condizionati, passano al blocco di conversione analogico-digitale, il processo in due fasi, campionamento e quantizzazione, che permette di trasformare un segnale continuo in una segnale discreto nei tempi e nelle ampiezze.

Il campionamento, ovvero la discretizzazione dell’asse dei tempi, è effettuato dall’amplificatore sample-and-hold (SHA), fondamentale per consentire le successive operazioni di conversione digitale. Il suo ruolo infatti è quello di “congelare” il valore del segnale negli istanti di campionamento e mantenerlo costante per un tempo sufficiente per far lavorare l’ADC che esegue la quantizzazione. Il parametro principale dello SHA è la frequenza di campionamento (sample/s), ovvero la massima cadenza di campionamento.

La seconda fase invece è portata a termine dal convertitore analogico-digitale (ADC) che quantizza le ampiezze del segnale trasformando il segnale analogico in uscita dal SHA in un segnale digitale. I suo parametro principale è la risoluzione, nonché i numero di bit utilizzato per codificare i valori quantizzati. [15]

7.3 Componenti elettroniche

Nei dispositivi indossabili si cerca di incorporare gli step descritti sopra nel minor numero di componenti possibile per ridurre sia l'assorbimento di energia che le dimensioni del dispositivo. I sistemi sono spesso composti da un frontend che si occupa del condizionamento e dell'acquisizione e da un microcontrollore che si occupa del controllo e della comunicazione [2].

Una possibile configurazione è rappresentata dalla combinazione del front-end ADS1298 della Texas Instrument con un microcontrollore CYBLE-222014-01 della Cypress/Infineon.
In caso di un sistema multicanale, il frontend deve garantire un campionamento sincronizzato di tutti gli ingressi e il trattamento di segnali che possono avere ampiezze molto diverse tra loro. È per questo dotato di amplificatori con un rumore ridotto e guadagno programmabile che può essere diverso per ciascun canale e un convertitore analogico digitale con acquisizione simultanea su tutti i canali richiesti. Lo schema circuitale dell' ADS1298 si può dividere in quattro blocchi: un multiplexer analogico, uno stadio di guadagno programmabile, uno stadio ADC a 24 bit e una logica di controllo.
Il microcontrollore CYBLE-222014-01 riesce ad integrare in uno spazio ridotto ADC, timer, contatori e anche altri componenti come oscillatori e antenne necessari per la comunicazione Bluetooth Low Energy [7].

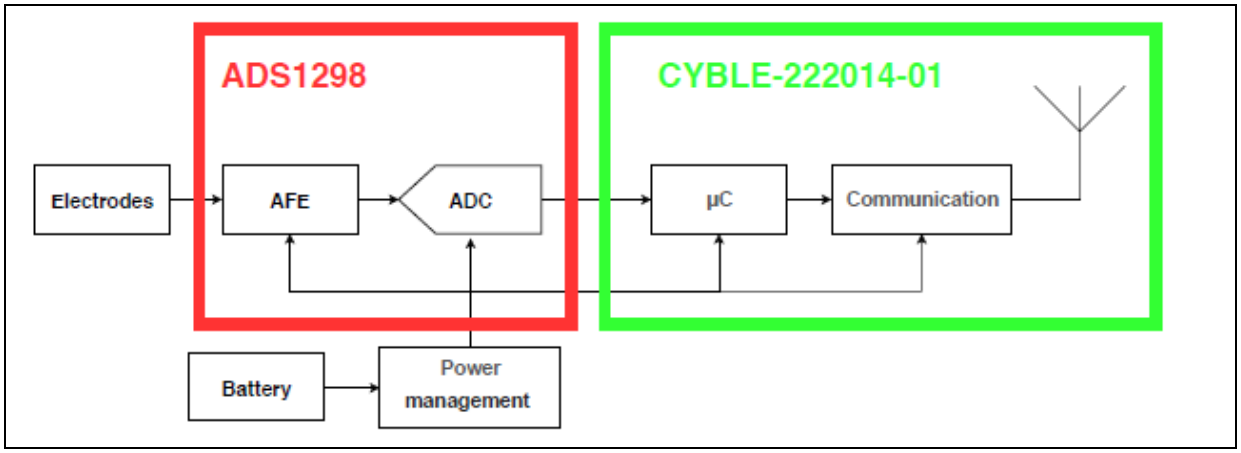


Figura 17 *schema a blocchi dispostivo EMG con funzioni raggruppate nei componenti che le svolgono*

Un’altra possibile configurazione è l’implementazione di un sistema con due sorgenti di clock MCU a frequenza diversa metodo di minimizzazione basato sull'utilizzo di un buffer ping-pong come architettura di memoria per ottenere il miglior effetto di risparmio energetico. I campioni di segnale misurati possono essere immediatamente inoltrati all’host per un’ulteriore elaborazione e applicazione [5].

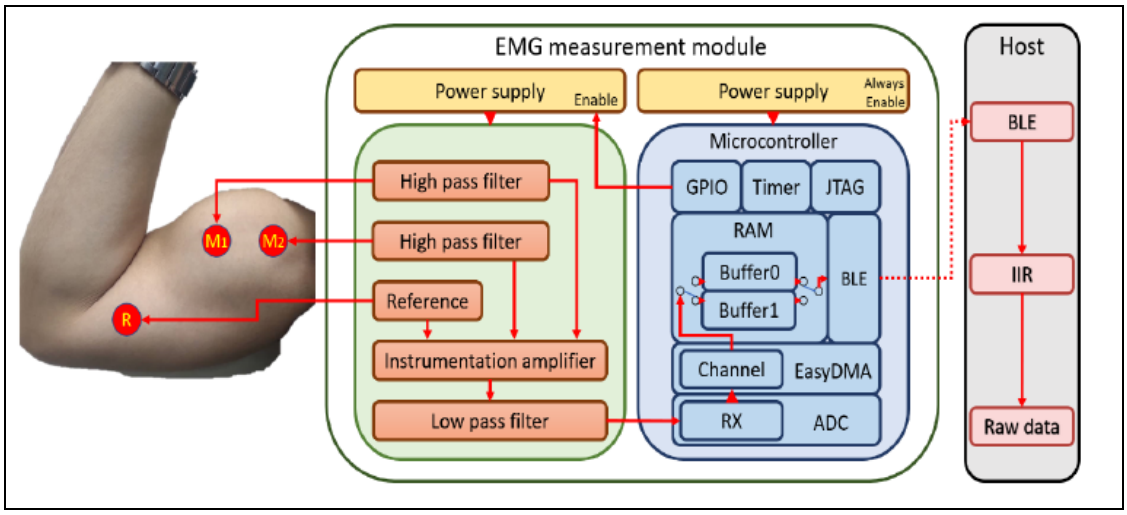


Figura 18 *schema a blocchi del dispositivo EMG proposto*

8. Acquisizione Sperimentale

Nel capitolo finale di questo elaborato viene presentato un esempio di dispositivo portatile per acquisizione di segnali EMG e l'analisi dei dati ottenuti da alcune prove di acquisizione durante diversi gesti della mano.

8.1 Set up sperimentale

Per effettuare le acquisizioni sono stati utilizzati una scheda Olimex, una scheda Arduino uno, tre elettrodi e i rispettivi cavi per collegarli alla scheda Olimex e un cavo USB per collegare Arduino al computer.

Olimex è una schedina (*shield)* che tramite schede come Arduino o simili consente di acquisire segnali EMG o segnali elettrocardiografici. Lo shield-EMG converte il segnale analogico differenziale collegato agli ingressi CH1_IN+/CH1_IN- in un unico flusso di dati in uscita. Il segnale di uscita è analogico e deve essere ulteriormente discretizzato per consentire l'elaborazione digitale. In genere, ciò avviene tramite un ADC dedicato incorporato nel microcontrollore della scheda di base.

Per le misurazioni sono utilizzati gli elettrodi Ag/AgCl, questi sono stati collegati alla scheda Olimex combinata con la scheda Arduino e a sua volta collegata ad un computer tramite un cavo USB, per poter trasmettere a quest'ultimo i dati rilevati. Durante questa acquisizione sperimentale si sono effettuate misure tramite un unico canale, ma usando più schedine Olimex sarebbe eventualmente possibile misurare più canali contemporaneamente.

Sono stati effettuati due tipi di misurazioni, la prima ha preso in esame i segnali elettrici del bicipite brachiale sinistro di un soggetto adulto e sano. Gli elettrodi sono stati posizionati in configurazione bipolare, due elettrodi sono stati collocati sul muscolo, uno al centro e uno in prossimità dell'articolazione e infine un altro è stato posizionato in prossimità del gomito come elettrodo di riferimento. Sono state registrate diverse contrazioni isomeriche, alcune ripetute con una forza crescente, altre singole costanti.

È stata poi effettuata una seconda misurazione dei muscoli estensori dell'avanbraccio sinistro. Anche in questo caso sono stati utilizzati gli elettrodi in configurazione bipolare, con due elettrodi posizionati sul muscolo e uno sul gomito come riferimento. Sono state registrate diverse acquisizioni con il braccio appoggiato su una superficie piana e il dorso della mano rivolto verso l'alto, attivando diversi muscoli con diversi movimenti della mano.
Il segnale in uscita dal dispositivo EMG è un valore analogico misurato in volt che misura l'attività elettrica di un muscolo che dipende dalla quantità di attività presente nel muscolo selezionato.

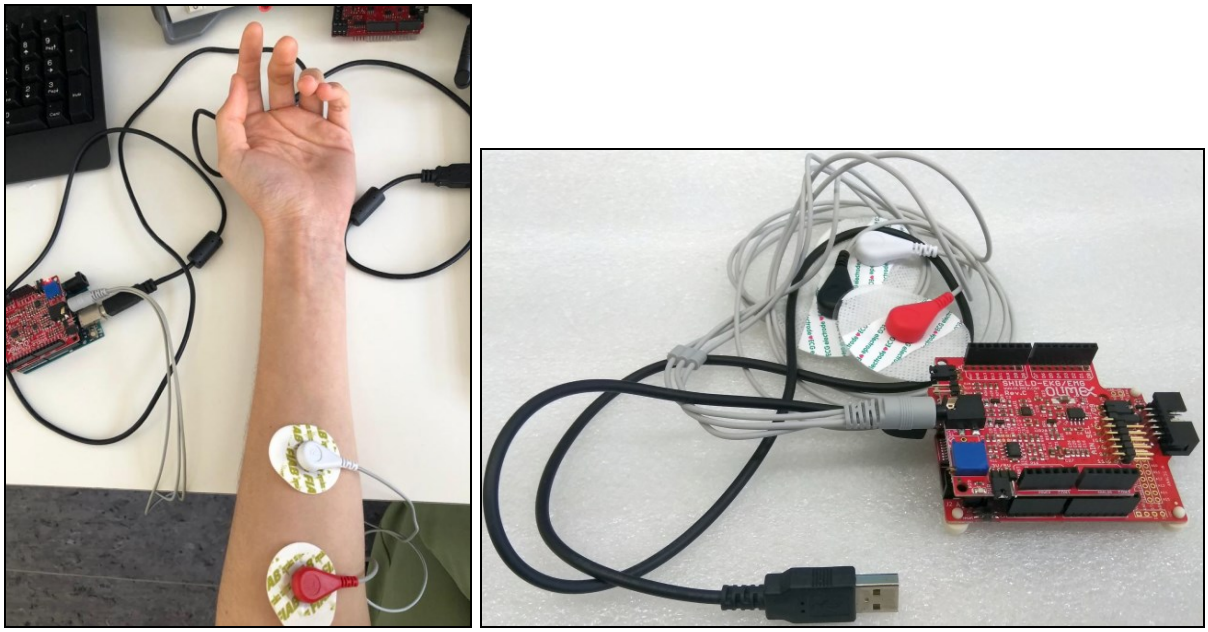


Figura 19 *Setup di misura e configurazione del dispositivo*

8.2 Analisi dei dati

In un sistema ideale, il segnale in uscita dal condizionamento analogico è pronto per essere salvato e trasmesso, ma a causa delle forti interferenze o di elementi elettronici economici, il segnale deve essere sottoposto ad un'ulteriore elaborazione via software.
Prima di poter analizzare i dati è necessario quindi filtrare ed elaborare il segnale attraverso diversi step tramite il software Matlab o simili [16].

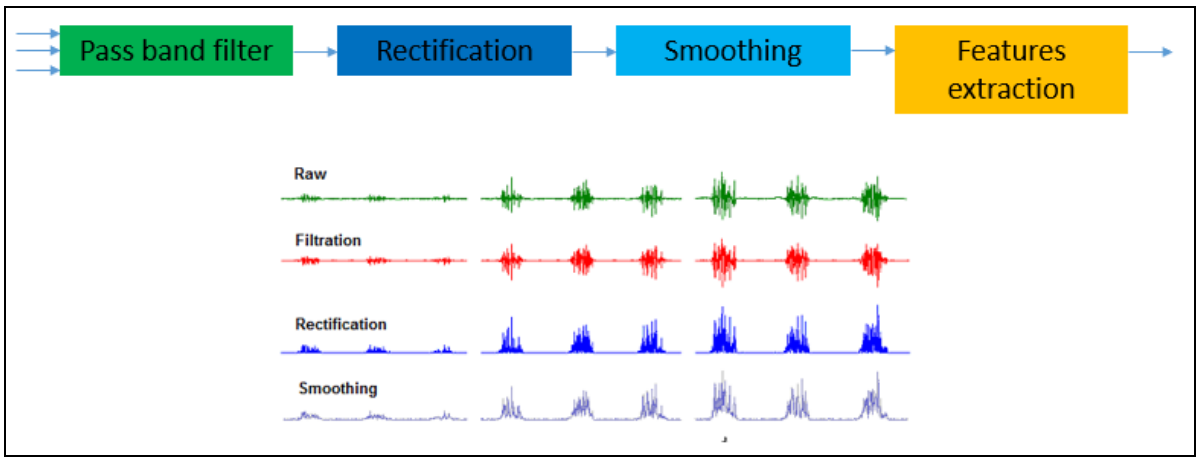


Figura 20 *Condizionamento del segnale via software*

Di seguito verranno analizzati i segnali EMG dei muscoli flessori dell'avambraccio sinistro dove il braccio disposto come in figura 19 apre e chiude la mano a pugno ripetutamente.
Come primo step il segnale è stato campionato con una frequenza fs=1kHz e poi filtrato con un filtro passabanda alle frequenze di taglio f1= 20Hz, f2=150Hz, che come già detto nella sezione 4.3 è la parte più informativa del segnale EMG.
È stato utilizzato un filtro di ottavo ordine di tipo butterworth, poiché è il filtro con la transizione più dolce tra la banda passante alla banda oscura, e che quindi ha il minor ripple rispetto agli altri filtri [17].
È stato poi calcolato lo spettro del segnale, sia filtrato che non, in modo da valutare l'entità delle interferenze, in questo caso non è stato applicato nessun filtro Notch in quanto non erano presenti interferenze di linea vicino ai 50Hz (figura 22).

Osservando il grafico dello spettro del segnale EMG, si osserva che la maggior parte del contenuto in frequenza è contenuta nella banda 20-150 Hz. Si nota poi che nello spettro del segnale filtrato non è presente il contenuto in frequenza da 0 a 20 Hz, poiché i contenuti del segnale in quella banda di frequenze sono principalmente crosstalk o artefatti, che sono stati rimossi con successo dal filtro passa-banda. Il contenuto nella fascia di interesse è invece rimasto sostanzialmente invariato, il filtro infatti non ha modificato parti del segnale in quella zona poiché è la parte più informativa del segnale e filtrandola si perderebbero informazioni utili.

Successivamente, si è calcolato l'inviluppo del segnale tramite la rettificazione, al fine di mostrare in modo migliore il profilo dell'attività muscolare. Infine, si è passati alla fase di smoothing, tramite due metodi.

Il primo tramite media mobile (moving average), è utilizzato per stimare l'ampiezza del segnale ed è legato all'area sottesa del periodo di tempo considerato. Con questo metodo si introduce sempre un ritardo temporale pari a NT (t tempo di campionamento) , il quale cresce al crescere della finestra di osservazione. In questo caso si è scelto un tempo di 100ms (100 campioni).

Il secondo metodo utilizzato, nonché il metodo di smoothin più consigliato, è stato il valore efficace o RMS (root mean square), il quale riflette la potenza media del segnale e introduce anch'esso un ritardo pari a NT [16].

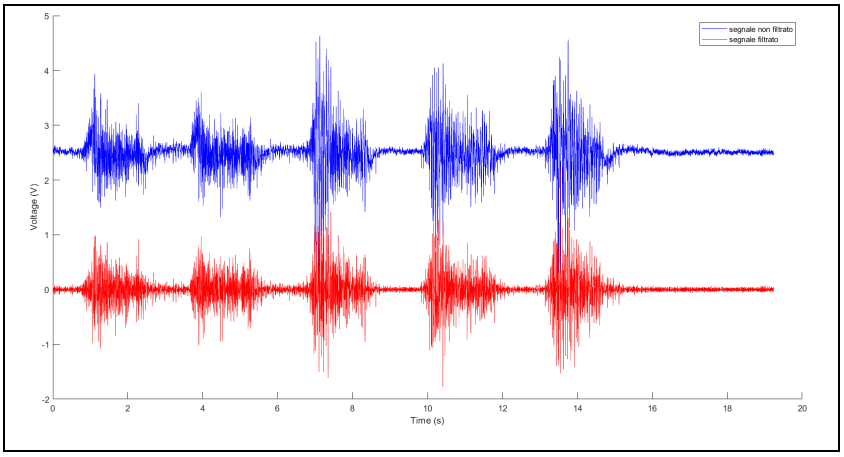


Figura 21 *Segnale EMG rilevato grezzo (blu) e filtrato (rosso)*

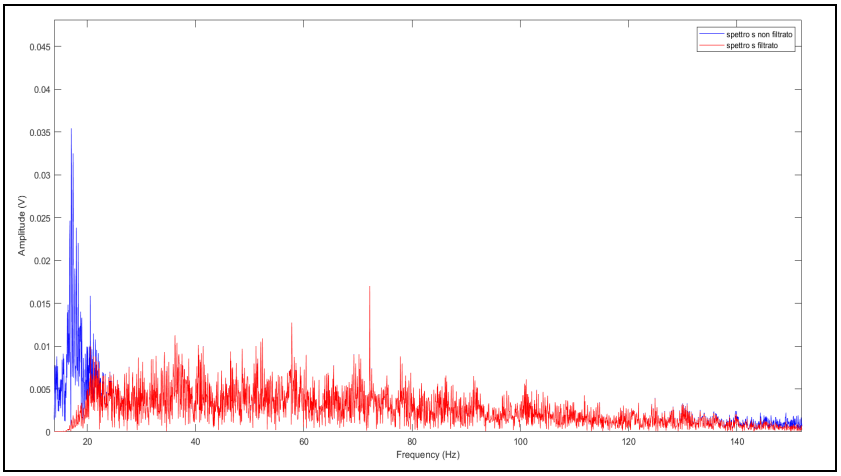


Figura 22 *Spettro del segnale EMG rilevato grezzo (blu) e filtrato (rosso)*

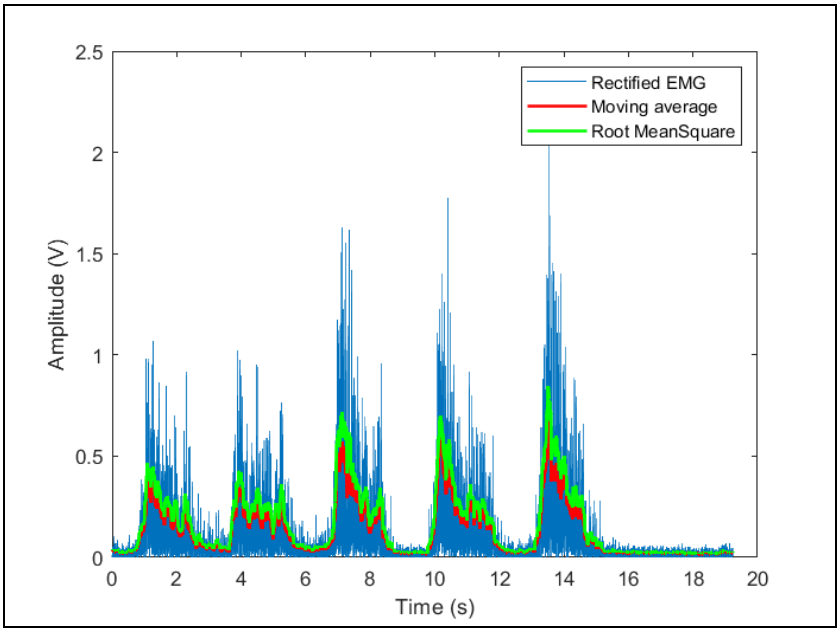


Figura 22 *Confronto tra il segnale rettificato (blu) e il suo smoothing tramite media mobile (rosso) e tramite RMS (verde)*

9. Conclusioni

In questo lavoro è stata proposta una panoramica sui sistemi indossabili per il rilevamento dei segnali e un approfondimento in particolare sui sistemi portatili per l'acquisizione di segnali elettromiografici, includendo le principali opzioni presenti ad 'oggi per la trasmissione dati, l'autonomia energetica, le modalità di misurazione del segnale, i dispositivi elettronici utilizzati e i vari materiali e tecniche di stampa possibili.

Come evidenziato, la diffusione dei dispositivi indossabili per la riabilitazione da remoto è una prospettiva promettente per migliorare l'accesso e la qualità delle cure mediche. Tuttavia, vi sono ancora molte sfide da affrontare al fine di rendere questi dispositivi efficaci e accessibili per una vasta gamma di pazienti. Una delle sfide principali è garantire una facile interfaccia d'uso dei dispositivi dal lato utente, consentendo anche a pazienti di utilizzarli garantendo precisione, affidabilità e robustezza. Questo richiede un equilibrio delicato tra costo, prestazioni e comfort. Inoltre, è essenziale occuparsi delle interferenze ambientali che possono influenzare il segnale EMG desiderato, specialmente quando i dispositivi sono utilizzati da utenti non esperti che potrebbero posizionarli erroneamente.
Un altro aspetto cruciale è la trasmissione dei dati in modo sicura verso un'applicazione esterna e un sistema di alimentazione il più efficiente possibile. Ci sono già promettenti ricerche nell'ambito dell'energy harvesting, ma per adesso la soluzione più utilizzata restano le batterie ricaricabili. La compressione dei dati e l'estrazione di features del segnale sono quindi fondamentali per limitare la potenza necessaria e consentire l'uso di batterie e memorie miniaturizzate, riducendo così l'invasività per il paziente.

In definitiva, mentre la tecnologia dei sistemi indossabili per l'EMG offre un potenziale significativo nel campo della riabilitazione e prevenzione, è fondamentale affrontare e risolvere queste sfide in modo da garantire che tali dispositivi siano intelligenti, non invasivi per il paziente e in grado di fornire ai fisioterapisti o al paziente stesso un prezioso feedback per migliorare l'efficacia, la consapevolezza e l'interazione durante le attività quotidiane e gli esercizi specifici, così da migliorare la salute e la qualità di vita dei pazienti.

Bibliografia

[1] S. C. Mukhopadhyay, "*Wearable Sensors for Human Activity Monitoring: A Review*," IEEE Sens J, vol. 15, no. 3, pp. 1321–1330, Mar. 2015, doi: 10.1109/JSEN.2014.2370945.

[2] E. Cantu *et al.*, "*Printed Multi-EMG Electrodes on the 3D Surface of an Orthosis for Rehabilitation: A Feasibility Study*," IEEE Sens J, vol. 21, no. 13, pp. 14407–14417, Jul. 2021, doi: 10.1109/JSEN.2021.3059308.

[3] F. Donvito, "*Validazione tramite sEMG di modello neuro-muscolo-scheletrico dell'articolazione del gomito*", 2012.

[4] A. Guiotto, Seminario "*Analisi del movimento ed elettromiografia di superficie*," Università degli Studi di Padova, 2023.

[5] Y.-D. Wu, S.-J. Ruan, and Y.-H. Lee, "*An Ultra-Low Power Surface EMG Sensor for Wearable Biometric and Medical Applications*," Biosensors (Basel), vol. 11, no. 11, p. 411, Oct. 2021, doi: 10.3390/bios11110411.

[6] M. Veronese, Slide del corso "*Elaborazione di Segnali Biomedici*", Università degli Studi di Padova, 2022-2023.

[7] T. Fapanni, "*Sistema di misura EMG multielettrodo*", Tesi Magistrale in Ingegneria Elettronica, Università degli studi di Brescia, 2019

[8] M. Ergeneci, K. Gokcesu, E. Ertan, and P. Kosmas, "*An Embedded, Eight Channel, Noise Canceling, Wireless, Wearable sEMG Data Acquisition System With Adaptive Muscle Contraction Detection*," IEEE Trans Biomed Circuits Syst, vol. 12, no. 1, pp. 68–79, Feb. 2018, doi: 10.1109/TBCAS.2017.2757400.

[9] G. Acar, O. Ozturk, A. J. Golparvar, T. A. Elboshra, K. Böhringer, and M. K. Yapici, "*Wearable and Flexible Textile Electrodes for Biopotential Signal Monitoring: A review*," Electronics (Basel), vol. 8, no. 5, p. 479, Apr. 2019, doi: 10.3390/electronics8050479.

[10] S. Khan, L. Lorenzelli and R. S. Dahiya, "*Technologies for Printing Sensors and Electronics Over Large Flexible Substrates: A Review*," in IEEE Sensors Journal, vol. 15, no. 6, pp. 3164-3185, June 2015, doi: 10.1109/JSEN.2014.2375203.

[11] J. A. Paulsen, M. Renn, K. Christenson and R. Plourde, "*Printing conformal electronics on 3D structures with Aerosol Jet technology*," 2012 Future of Instrumentation International Workshop (FIIW) Proceedings, Gatlinburg, TN, USA, 2012, pp. 1-4, doi: 10.1109/FIIW.2012.6378343.

[12] Wiklund, J., Karakoç, A., Palko, T., Yiğitler, H., Ruttik, K., Jäntti, R., & Paltakari, J. "*A Review on Printed Electronics: Fabrication Methods, Inks, Substrates, Applications*

and Environmental Impacts.", 2021 Journal of Manufacturing and Materials Processing.

[13] S. Tonello *Slide del corso "misure ed acquisizione di dati biomedici" lezione 4: condizionamento dei segnali biomedici*", 2022.

[14] Wang J., Tang L., Bronlund J.E. "*Surface EMG signal amplification and filtering*". Int. J. Comput. Appl. (IJCA) 2013;82:15–22.

[15] S. Tonello *Slide del corso "misure ed acquisizione di dati biomedici" lezione 5B: acquisizione dei segnali: SHA e ADC*", 2022.

[16] S. Tonello *Slide "Practical experience on Electromyography (EMG)",* Università degli studi di Brescia, 2022

[17] L. Rozaqi, A. Nugroho, K. H. Sanjaya and A. Ivonita Simbolon, "*Design of Analog and Digital Filter of Electromyography,*" 2019 International Conference on Sustainable Energy Engineering and Application (ICSEEA), Tangerang, Indonesia, 2019, pp. 186-192.