

UNIVERSITÀ DEGLI STUDI DI PADOVA

DIPARTIMENTO DI TECNICA E GESTIONE DEI SISTEMI
INDUSTRIALI

CORSO DI LAUREA IN
INGEGNERIA MECCATRONICA

Rilevamento dell'attività muscolare del braccio umano mediante sensori EMG

Relatore:

PROF. ROBERTO OBOE

Laureando:

ERIK MISCHIATTI

1167465

Correlatore:

ANDREI BUDAU

Anno Accademico 2020/2021

Indice

1	Introduzione	10
2	Elettromiografia	12
2.1	Cenni Storici	13
2.2	Elettromiografia di Superficie	13
2.2.1	Concetti di segnale mono e bidirezionale:	14
2.2.2	Concetto di sviluppo in serie di Fourier, di spettro e di filtraggio:	14
2.2.3	Concetto di campionamento e conversione A/D:	14
2.2.4	Generazione segnale mioelettrico	15
2.3	Applicazioni	18
2.4	Procedura	18
2.5	Problemi Metodologici	20
2.5.1	Cross talk	21
2.5.2	Rumore esterno	21
2.5.3	Elettrodi e amplificatori	21
3	Sensore EMG	22
3.1	Analisi Circuitale	25
3.1.1	Amplificatore operazionale	26

3.1.2	Raddrizzatore di precisione a doppia semionda	28
3.1.3	Filtro attivo passa basso	30
3.1.4	Amplificatore invertente	31
3.2	Analisi del Segnale Mioelettrico	32
3.2.1	Rumore	36
3.2.2	Acquisizione	38
3.2.3	Amplificazione	43
3.2.4	Rettifica	45
3.2.5	Integrazione	46
3.2.6	Estrazione delle Caratteristiche	47
4	Setup	50
4.1	Scheda Arduino Due	52
4.1.1	ADC	53
4.1.2	Campionamento (Sampling)	56
4.1.3	Tenuta (Hold)	59
4.1.4	Quantizzazione (Quantization)	59
4.2	Myoware cable shield	61
4.3	Elettrodi	62
4.3.1	Siti di collocazione elettrodi	65
4.4	Posizione di riferimento	67
4.5	Codice Arduino	68
5	Esperimento	70
5.1	Qualità della baseline	73
5.2	Dati raccolti	74
5.2.1	Interfaccia grafica:	75
5.2.2	Grafici test:	76

6	Conclusione	79
6.1	Applicazioni	80
	Bibliografia	81

Sommario

L'elaborato si prefigge l'obiettivo di descrivere, comprendere e studiare il principio di funzionamento dell'indagine elettromiografica, analizzando lo strumento (sensori muscolari Myoware) e il segnale EMG acquisito, ricavandone una correlazione tra questo ultimo e la forza applicata dal braccio umano nel sollevamento di un peso (classi di forza).

Questo documento analizza tutto il percorso, dai muscoli al compilatore, che i segnali EMG attraversano: motoneuroni, fibre muscolari, elettrodi, circuiteria di elaborazione, microprocessore, conversione analogica-digitale, cavi, computer.

Capitolo 1

Introduzione

Con *Elettromiografia* si intende un metodo di indagine fondato sulla registrazione dei fenomeni elettrici che accompagnano l'attività muscolare. Questa informa sullo stato funzionale dei muscoli, delle fibre e dei centri nervosi correlati, e permette di analizzare le varie componenti dei fenomeni bioelettrici concomitanti alla contrazione.

Tale analisi ha riscontri pratici in innumerevoli campi, sia medici che ingegneristici. Negli ultimi decenni parallelamente all'EMG tramite elettrodi ad ago, quindi definita come una tecnica invasiva, si è sviluppata una nuova promettente tecnica, denominata *sEMG*, che mira all'acquisizione del segnale mioelettrico mediante elettrodi di superficie. Tale semplicità ha posto questa tecnica alla base di nuove applicazioni al di fuori del campo diagnostico, rendendo lo studio (e la realizzazione in alcuni casi) di interfacce uomo-macchina e di protesi robotizzate altamente sofisticate e *personalizzate* per ogni evenienza.

L'elaborato è composto da un primo capitolo introduttivo alla pratica dell'elettromiografica, seguito da un approfondimento riguardo il sensore Myoware, attraverso una sua analisi circuitale e una successiva sul segnale registrato, perciò verrà presentato il processo di elaborazione dell'EMG, nello specifico si analizzerà l'ac-

quisizione, l'amplificazione, la rettifica e il filtraggio. Per finire si proseguirà con la presentazione del setup necessario all'esperimento, il quale ha lo scopo di registrare e stilare una lista di classi di forza, ovvero una stretta relazione tra il segnale elet tromiografico e la forza applicata per l'esecuzione di un particolare task.

Capitolo 2

Elettromiografia

Definizione Segnale Mioelettrico: Segnale biomedico che misura l'attività muscolare durante una contrazione,

Il segnale EMG dipende da proprietà anatomiche, fisiologiche dei muscoli e dallo stato del sistema nervoso periferico, per questo motivo ne è particolarmente difficile la registrazione e l'analisi. Con il termine *Elettromiografia* si intende la registrazione dell'attività elettrica del muscolo e, in generale, anche lo studio, condotto attraverso l'analisi del segnale elettromiografico prodotto durante la contrazione muscolare. Oltre a rappresentare un metodo affidabile, in grado di dare importanti informazioni sulla funzionalità dei nervi periferici e dei muscoli scheletrici, l'EMG è un importante mezzo diagnostico soprattutto nei casi in cui non siano chiare la sede e l'entità di una lesione. In generale serve per diagnosticare malattie di nervi e muscoli quali sindrome del tunnel carpale, polineuropatia diabetica, sindrome da compressione di altri tronchi nervosi.

2.1 Cenni Storici

Dalla seconda metà del Seicento risalgono i primissimi cenni all'esistenza di una relazione tra attività elettrica e contrazione muscolare, ma solo due secoli più tardi, nel 1844, venne fornita una spiegazione e una prova. La prima registrazione di un segnale elettromiografico risale al 1849 ma solo nel 1890 fu effettivamente introdotto il termine elettromiografia. Due medici, Gasser ed Erlanger, nel 1922, mediante l'impiego di uno dei primi tubi a raggi catodici, riuscirono per la prima volta a visualizzare su uno schermo oscillografico il segnale EMG. A questi studiosi venne assegnato, nel 1944, il premio Nobel per le interpretazioni che essi diedero a tale attività elettrica. Con gli anni '30 e '50 vi furono i miglioramenti più significativi, grazie alla crescita dell'elettronica, che offrì strumenti sempre più affidabili. I primi usi clinici dell'elettromiografia di superficie (sEMG) per il trattamento delle patologie risale agli anni '60. Con gli elettrodi ad ago e cutanei (di argento cloruro di argento, poiché elettricamente stabili e poco rumorosi) si sviluppò, da un lato, lo studio sulla morfologia dei cosiddetti "potenziali d'azione di unità motoria" per una diagnosi di patologia neuromuscolare e, dall'altro lato, quello relativo al cammino e in generale all'attività globale del muscolo. Negli ultimi venticinque anni le tecniche di prelievo, registrazione ed elaborazione del segnale EMG hanno avuto uno sviluppo notevole per tutta una vasta gamma di applicazioni quali l'area diagnostica, terapeutica e riabilitativa. [4]

2.2 Elettromiografia di Superficie

A seconda della modalità di registrazione possiamo distinguere l'elettromiografia di superficie (sEMG) o elettromiografia "ad ago" (detta anche elettroneurografia, ENG). La sEMG prevede il prelievo del segnale di tipo elettro-fisiologico e la costruzione di mappe spaziali di attività elettrica che evolvono nel tempo, trami-

te degli elettrodi posti sulla pelle (elettrodi superficiali), mentre l'ENG prevede l'utilizzo di aghi sottocutanei posti in diretto contatto con il muscolo di interesse (l'ago sarà tanto più lungo quanto più il muscolo è profondo). I potenziali registrati andranno quindi ad evidenziare un gruppo di unità motorie (nervi) e la loro velocità di conduzione con gli elettrodi superficiali, mentre con gli elettrodi ad ago si potrà analizzare una singola unità motoria.

2.2.1 Concetti di segnale mono e bidirezionale:

L'elettromiogramma tradizionale (sEMG), acquisita con due elettrodi, è un segnale monodimensionale nel tempo. In realtà il sEMG è un segnale bidimensionale (immagine elettrica sulla cute) che evolve nel tempo, come un film, che contiene informazioni sulla fisiopatologia del muscolo e sulla strategia del suo controllo.

2.2.2 Concetto di sviluppo in serie di Fourier, di spettro e di filtraggio:

Un segnale può essere descritto come somma di una serie di "armoniche" (sinusoidi). La rimozione di alcune di queste è detto "filtraggio" e consente di ridurre disturbi, rumore, componenti indesiderate. Il grafico della ampiezza delle armoniche in funzione della loro frequenza è detto "spettro" del segnale e consente di valutare caratteristiche non evidenti dal grafico temporale del segnale. Tali caratteristiche sono fondamentali nel caso del segnale sEMG.

2.2.3 Concetto di campionamento e conversione A/D:

Concetto di campionamento e conversione analogico/digitale (A/D): L'elaborazione di un segnale tramite un calcolatore richiede la sua conversione in una

sequenza di numeri binari che deve avvenire nel rispetto di specifici criteri che devono essere compresi dall'utente.

2.2.4 Generazione segnale mioelettrico

I seguenti argomenti vengono trattati basandosi sugli appunti del corso di *Elettro-nica Biomedica* [4].

La cellula e il suo ambiente sono assimilabili a due soluzioni ricche di ioni, separate da una membrana semipermeabile ¹.

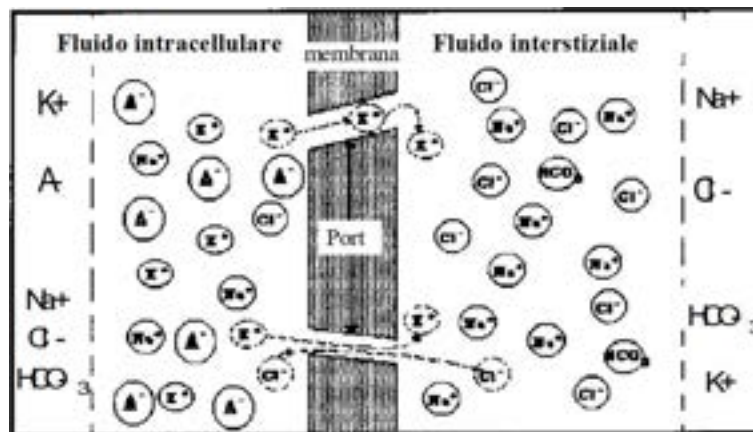


Figura 2.1: La cellula: interno-membrana-esterno

La non omogenea distribuzione degli ioni determina una differenza di potenziale elettrico ai lati della membrana, con il lato interno negativo e quello esterno positivo. Tale differenza di potenziale è detta *potenziale di membrana* o *potenziale di riposo* ed ha in tutte le cellule un valore costante, compreso tra

¹**Membrana semipermeabile:** membrana che permette a certe molecole o ioni di attraversarla tramite la diffusione. Il flusso di passaggio dipende dalla pressione, dalla concentrazione e dalla temperatura delle molecole o di soluti da entrambi i lati, oltre che dalla permeabilità della membrana a ciascun soluto. In base alla membrana e al soluto, la permeabilità potrebbe dipendere dalle dimensioni, dalla solubilità, dalle proprietà o dalla chimica del soluto stesso.

-70 e -90 mV. Ne deriva che le variazioni di tale potenziale di membrana vengono chiamate *potenziali d'azione*, con un valore di innesco pari a -50 mV, valore soglia, mentre il valore di picco di un potenziale d'azione è di +30/40 mV.

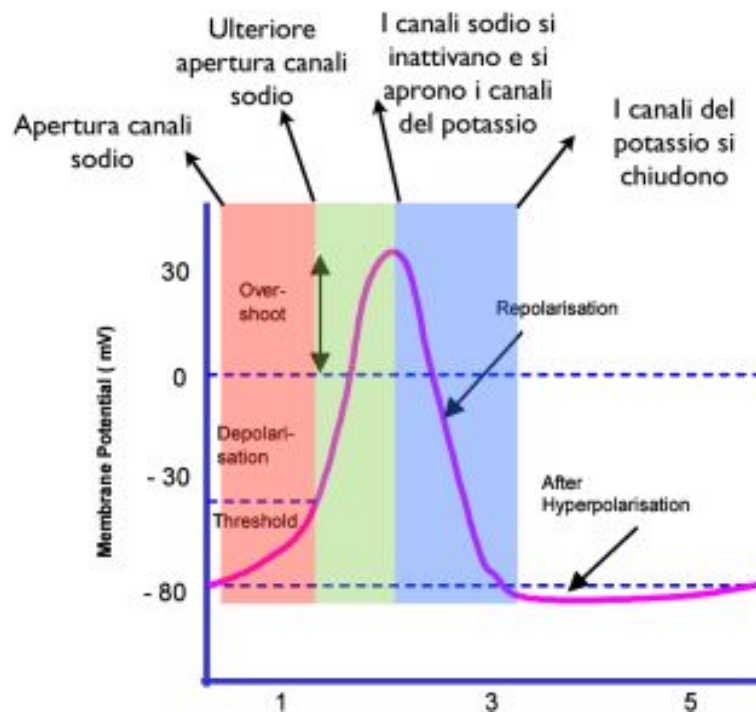


Figura 2.2: Potenziale d'azione in una fibra nervosa nel punto di stimolazione

Quando varia la tensione dell'assone per effetto delle sinapsi eccitatrici agenti sul neurone si ha una variazione della permeabilità della membrana al sodio e al potassio: un aumento della permeabilità allo ione sodio nello stato di eccitazione, una diminuzione di questa ed un aumento della permeabilità allo ione potassio nel ritorno allo stato di riposo.

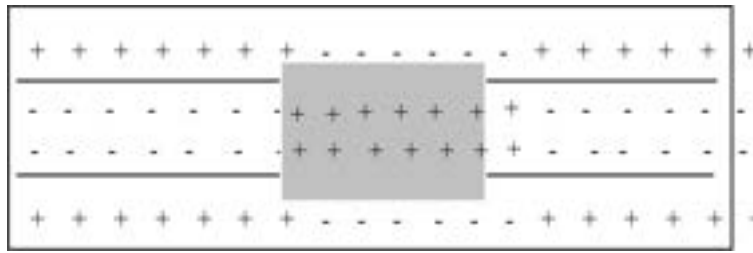


Figura 2.3: Fibra nervosa: sequenza di depolarizzazione-ripolarizzazione in movimento

Il potenziale d'azione è alla base del fenomeno di eccitabilità delle cellule e in particolare di quelle nervose e muscolari che ne fanno uso rispettivamente per trasmettere messaggi e per rispondere agli stessi.

In definitiva, quando uno stimolo adeguato agisce su una cellula nervosa, in quel punto si ha un passaggio libero di ioni attraverso la membrana ed una conseguente brusca variazione del potenziale di membrana che, in un primo tempo si annulla, poi assume valori positivi ed infine ritorna al valore di riposo. Il fenomeno è detto *Depolarizzazione* e si propaga lungo tutta la fibra nervosa, in quanto determina un movimento di ioni dalla regione contigua non stimolata verso quella stimolata, con depolarizzazione della regione non stimolata, che a sua volta stimola la regione adiacente e così via. Lo stimolo si propaga ad una eventuale cellula muscolare con la quale la fibra nervosa può essere in rapporto. La membrana depolarizzata, che è accompagnata da un movimento di ioni, genera un campo magnetico nelle vicinanze delle fibre muscolari, dunque un elettrodo localizzato nelle vicinanze rileverà un potenziale la cui escursione temporale è nota come potenziale d'azione. Nel tessuto muscolare umano l'ampiezza del potenziale d'azione dipende:

- Dal diametro della fibra muscolare;
- Dalla distanza della fibra muscolare dall'elettrodo

2.3 Applicazioni

Proprio per la sua versatilità e importanza, l'analisi elettromiografica ha preso piede negli anni in numerosi campi a sfondo medico: [1] [2]

- Ricerca medica: per ortopedia, chirurgia (analisi pre-chirurgica), neurologia (deficit periferico di forza o sensibilità);
- Riabilitazione: post-operatoria, post-incidente, fisioterapia;
- Ergonomia: prevenzione del rischio (risposta dei muscoli), design ergonomico;
- Sport: biomeccanica, analisi del movimento, allenamento degli atleti (performance muscolare, tecniche e regimi di allenamento), riabilitazione sportiva

2.4 Procedura

In particolare lo studio si incentra sull'analisi EMG di superficie (sEMG). Per effettuare buoni prelievi del segnale elettromiografico di superficie, i sensori devono essere disposti nelle posizioni e nel modo appropriato sul muscolo di interesse in quanto la forma e l'ampiezza del segnale EMG sono influenzati dal posizionamento degli elettrodi. La procedura di applicazione dei sensori può essere riassunta nei seguenti passi: [3]

- **Selezionare Sensore:**

Con il termine sensore si fa riferimento, in questo caso, ad elettrodi. L'utilizzo di un sensore implica la scelta di differenti fattori, come il tipo, la dimensione e la configurazione (*monopolare* o *bipolare*).

Durante il lavoro presentato è stata assunta la configurazione differenziale

ovvero bipolare: il segnale elettrico prelevato è la differenza di potenziale tra due elettrodi vicini, disposti sul muscolo in esame. Inoltre in questa configurazione è necessario un elettrodo di riferimento.

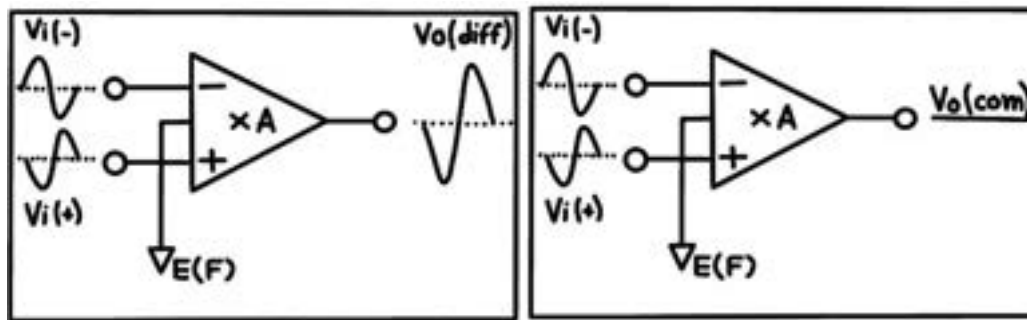


Figura 2.4: Configurazione differenziale

Dalla Figura 2.4, possiamo vedere uno schema semplificato della configurazione differenziale degli elettrodi. Tale circuito permette di amplificare la differenza tra i due segnali presenti ai suoi ingressi oppure di eliminare componenti uguali per ampiezze e fasi di segnali la cui differenza algebrica è praticamente nulla.

- **Preparazione della Cute:**

Dopo aver scelto il sensore, la cute del soggetto deve essere preparata al fine di ottenere un buon contatto tra elettrodi e cute.

- **Sistemazione del Soggetto nella Posizione di Riferimento:**

Il soggetto deve essere posto nella posizione di riferimento, che permetta di determinare i punti di applicazione degli elettrodi sul muscolo. La posizione di riferimento, oltre che per il posizionamento degli elettrodi, è fondamentale per l'acquisizione corretta del segnale, si cerca perciò con tale sistemazione di lasciare i muscoli "a riposo".

- **Determinazione della Posizione degli Elettrodi e Applicazione:**

Di fondamentale importanza sarà l'individuazione della posizione di riferimento corretta in cui applicare gli elettrodi, ovvero longitudinalmente all'asse lungo del muscolo e solo successivamente si possono determinare e marcare le posizioni dei sensori. Queste variano a seconda del muscolo in esame, il quale deve essere posizionato in un punto in cui sia ottenibile un segnale stabile.

I fattori che influenzano la qualità della registrazione del segnale sono differenti, come si vedrà di seguito.

- **Verifica della Connessione:**

Dopo aver posizionato e fissato gli elettrodi è buona cosa eseguire un test per valutare la qualità del posizionamento e del collegamento.

2.5 Problemi Metodologici

Le tecniche di elettromiografia cutanea sono di impiego apparentemente semplici, ma in realtà richiedono una competenza specifica e multidisciplinare molto approfondita. Comprendere come i segnali siano influenzati dalla geometria e dalla collocazione degli elettrodi, separare correttamente il segnale da artefatti, disturbi e rumore, interpretare lo spettro risultante e estrarre informazioni significative è molto complicato e richiede non solo una conoscenza di tipo clinico e fisiologico, ma anche di tipo ingegneristico e fisico. Ne deriva perciò che il segnale EMG può essere influenzato da una serie di fattori esterni che ne modificano la forma e le caratteristiche. Possiamo raggrupparli come segue: [2] [3]

- Caratteristiche della pelle;
- Cross talk;

- Variazioni geometriche tra muscolo ed elettrodo;
- Rumore esterno;
- Elettrodi e amplificatori

2.5.1 Cross talk

Nei campioni rilevati, specialmente durante una analisi di tipo sEMG, sono spesso presenti attività elettriche originate da muscoli che non sono quelli in osservazione ma generate da un muscolo in prossimità di quello oggetto di studio. Tale fenomeno è da tenere assolutamente in considerazione perchè non farlo significherebbe trarre errate conclusioni.

2.5.2 Rumore esterno

Bisogna prestare particolare attenzione in ambienti elettrici caratterizzati da un rumore non trascurabile. Tra i più frequenti troviamo la presenza di una errata messa a terra tra i vari dispositivi (*Ground Loop*).

2.5.3 Elettrodi e amplificatori

La selezione/qualità degli elettrodi e il rumore interno dell'amplificatore possono aggiungere disturbi al segnale utile EMG. La maggior parte di questi fattori può essere minimizzata o controllata con una preparazione accurata e controllando le condizioni della stanza/laboratorio.

Capitolo 3

Sensore EMG

I sensori sono elementi fondamentali di un qualsiasi sistema di acquisizione dati o di misurazione, Dalla loro progettazione o scelta possono dipendere le caratteristiche e le prestazioni dell'intero sistema. Il termine sensore è spesso confuso con quello di trasduttore. Entrambi infatti identificano attività molto simili tra loro e spesso sono da ritenersi del tutto equivalenti. La letteratura riporta a sua volta definizioni diverse di sensore e trasduttore, talora contrastanti. Da un punto di vista misuristico, il trasduttore è il dispositivo che effettua una trasformazione da una forma di energia ad un'altra. Il sensore è invece il dispositivo che fornisce in uscita un segnale elettrico legato alla grandezza in ingresso ma non necessariamente alla sua energia. I sensori sono quindi da ritenersi un sottoinsieme dei trasduttori. [10]

Si sono ricavate le seguenti informazioni dal datasheet del sensore Myoware [5]. Per quanto riguarda l'attività svolta, si è scelto di utilizzare i sensori muscolari MyoWare, interfacciandoli con una scheda Arduino Due. Tale sensore viene definito come "all-in-one" poichè in output fornisce un segnale già amplificato, rettificato e integrato. A prima vista il sensore si presenta come in figura 3.1:

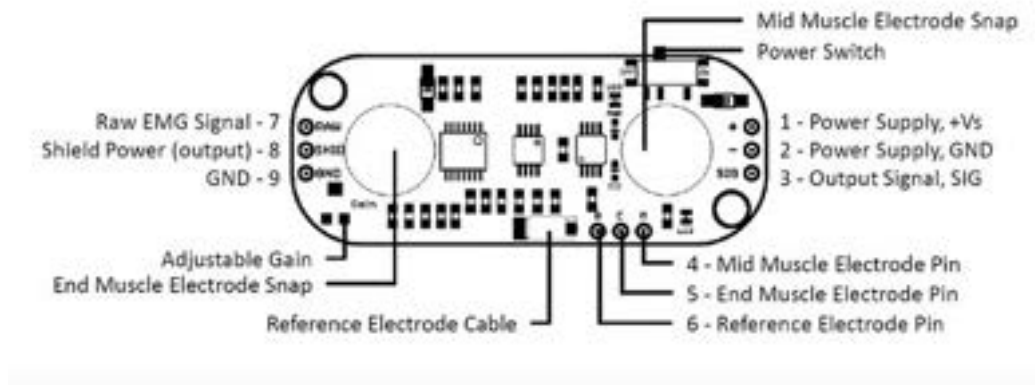


Figura 3.1: Myoware Muscle Sensor

Partendo da destra troviamo tre pin di interesse, ovvero quelli di alimentazione positivo (+Vs), negativo (GND) e l'output (SIG) (tali pin verranno successivamente collegati alla scheda *Arduino*).

Nella zona superiore troviamo lo *switch* di accensione, mentre in basso vi è la presenza di altri tre pin, questa volta necessari al collegamento degli elettrodi. In alternativa a questi ultimi è possibile collegare gli elettrodi alle placche metalliche definite come *Mid Muscle Electrode Snap* e *End Muscle Electrode Snap*, mentre per quanto riguarda l'elettrodo di riferimento possiamo trovare il collegamento in basso, al centro della board come si vede in figura 3.1.

Spostando l'attenzione a sinistra invece, troviamo un pin *Raw EMG Signal*, uno *Shield Power* (output) e un *GND*, questi ultimi due sono necessari nel caso vi sia la necessità di alimentare altri componenti. Infine sotto questi ultimi pin è presente un *Gain* necessario, per l'appunto, a fornire la possibilità di amplificare o attenuare il segnale in uscita.

Si riportano altri parametri caratteristici del sensore: [5]

Parameter	Min	TYP	Max
Suppply Voltage	+2.9 V	+3.3V or +5V	+5.7V
Adjustable Gain Potentiometer	0.01 Ω	50 Ω	100 Ω
Output Signal Voltage(Raw EMG/EMG Envelope)	0V	–	+Vs
Input Impedance	–	110 $G\Omega$	–
Supply Current	–	9mA	14mA

Tabella 3.1: Parametri del sensore Myoware

3.1 Analisi Circuitale

Si prende come esempio lo schema circuitale mostrato in Figura 3.2 di un sensore muscolare della *Advancer Technologies*, data l'assenza di informazioni aggiuntive del sensore *Myoware AT – 04 – 001* utilizzato nell'esperimento.[5]

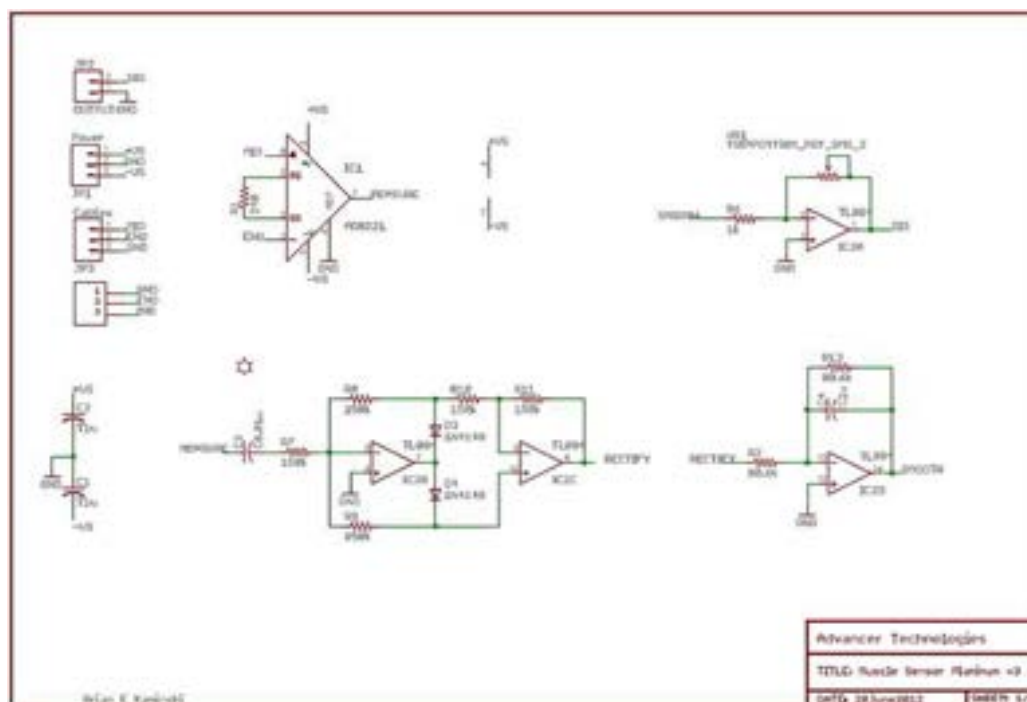


Figura 3.2: Schematic Circuit of Myoware

Tale schema di acquisizione mostra quali sono gli step a cui deve essere sottoposto il segnale captato dagli elettrodi prima di essere acquisito dalla scheda *Arduino* dove verrà convertito da un ADC.

3.1.1 Amplificatore operazionale

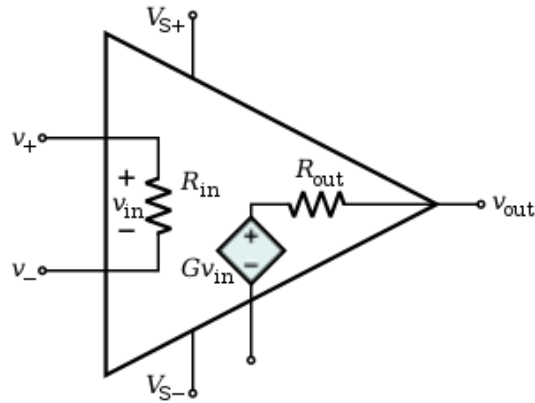


Figura 3.3: Amplificatore operazionale

L'amplificatore operazionale (*Op – amp*) è un componente elettronico analogico la cui denominazione deriva dal fatto che questo dispositivo è stato ampiamente usato per effettuare operazioni matematiche su segnali elettrici (dal 1960 circa). L'evoluzione tecnologica ha portato alla realizzazione degli amplificatori operazionali dapprima sotto forma di circuiti a valvole, poi attraverso l'utilizzo di transistor ed infine realizzandoli come circuiti integrati. Quest'ultima modalità produttiva ha permesso un abbassamento del loro costo, riducendone drasticamente anche l'ingombro. Sono, in questo senso, diventati il principale dispositivo attivo (introducono un guadagno di tensione) analogico e vengono usati in tutti i principali settori applicativi, dall'elaborazione del segnale al suo condizionamento, dalla generazione di forme d'onda alla conversione analogico-digitale.

Il comportamento è definito come un *Amplificatore Differenziale*, questo implica che tale circuito segue una particolare equazione nella quale la tensione di uscita viene amplificata attraverso il prodotto di un certo guadagno A con una differenza (da cui il nome) tra le tensioni di ingresso V_+ e V_- .

$$V_{out} = A(V_+ - V_-) \quad (3.1)$$

Si ricorda inoltre che sono presenti anche le due tensioni di alimentazione duali (V_{s+} e V_{s-}), ovvero uguali e opposte di segno. Ne deriva perciò che le tensioni di ingresso e di uscita non potranno stare al di fuori di questo range, pena la saturazione del dispositivo.

Analizzandolo dal punto di vista rappresentativo circuitale possiamo descrivere tale amplificatore operazionale come una *Amplificazione di tensione*, perciò può essere visto come un generatore di tensione pilotato in tensione. Differenza sostanziale dal caso *Black Box* precedente, sarà la presenza di due tensioni di ingresso e dalla loro differenza ne deriverà la tensione che pilota l'amplificatore, definita V_{in} in Figura 3.3.

Possiamo elencare le principali caratteristiche degli Op-amp ideali : [6]

- Larghezza di banda infinita;
- Impedenza di ingresso infinita;
- Tensione di offset di ingresso nulla;
- Corrente di ingresso nulla;
- Impedenza di uscita nulla;
- Rumore nullo;
- Reiezione di modo comune (CMRR) infinito

3.1.2 Raddrizzatore di precisione a doppia semionda

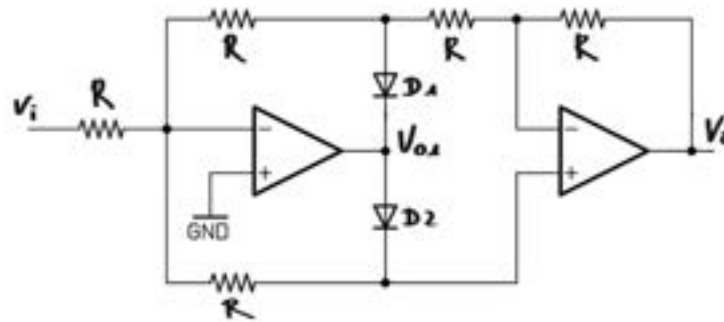


Figura 3.4: Circuito di rettifica

I raddrizzatori (o rettificatori) sono circuiti impiegati per la trasformazione di segnali bidirezionali in segnali unidirezionali. Questi convertono le tensioni/correnti alternate in tensioni/correnti continue. In questi circuiti lo stato dei diodi viene periodicamente commutato da ON a OFF in dipendenza dell'evoluzione delle grandezze alternate in ingresso. Usando però diodi per raddrizzare i segnali, si avrà lo svantaggio di non poter raddrizzare segnali la cui ampiezza sia inferiore alla tensione a cui (idealmente) il diodo entra in conduzione, ossia la tensione di soglia $V_y \cong 0,7V$.

Un *raddrizzatore di precisione* è un circuito in grado di raddrizzare segnali di ampiezza minore di 0,7 V (ampiezza $10 \div 15 \mu\text{volt}$ in su).

Tramite l'analisi del circuito presentato in Figura 3.4 è possibile definire il funzionamento del circuito:

$$V_i > 0 \Rightarrow V_{01} < 0 \Rightarrow \begin{cases} D_1 & \text{in conduzione diretta} \\ D_2 & \text{interdetto} \end{cases} \quad (3.2)$$

$$V_i < 0 \Rightarrow V_{01} > 0 \Rightarrow \begin{cases} D_1 & \text{interdetto} \\ D_2 & \text{in conduzione diretta} \end{cases} \quad (3.3)$$

Da cui è possibile definire a livello grafico la caratteristica d'uscita, che rappresenta il valore assoluto della tensione in ingresso:

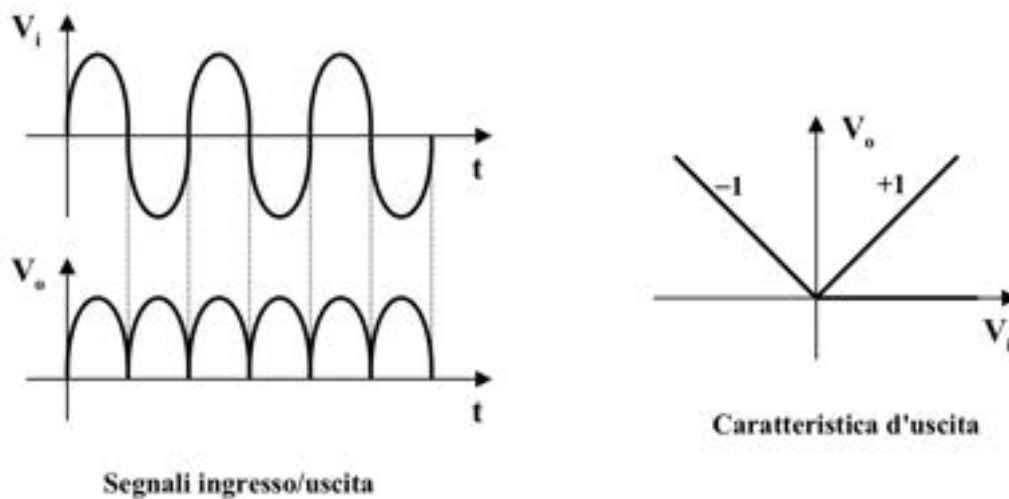


Figura 3.5

3.1.3 Filtro attivo passa basso

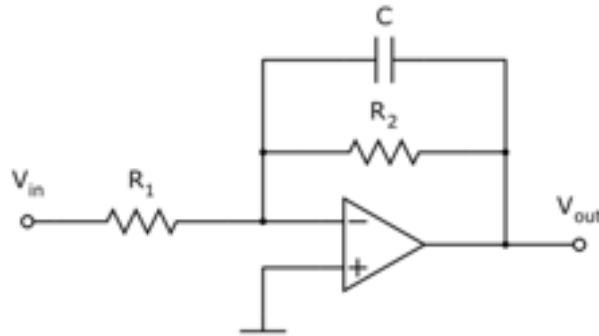


Figura 3.6: Filtro passa basso

Un filtro è un circuito selettivo in frequenza che lascia passare i segnali in una certa banda e blocca, oppure attenua, i segnali al di fuori di tale banda (almeno idealmente). I filtri possono essere attivi o passivi:

- I filtri passivi, usano solo componenti passive (resistenze, condensatori e induttanze).
- I filtri attivi, oltre alle componenti passive prevedono la presenza di componenti attive come BJT ¹ ed Op-amp.

Come si può intuire, i filtri attivi sono preferibili a quelli passivi, dato che introducono un guadagno (il segnale nella banda passante viene amplificato) anche se necessitano alimentazione, introducono rumore elettrico e sono suscettibili di deriva termica. ²

¹**Transistor a giunzione bipolare:** abbreviazione comunemente utilizzata: BJT, dall'inglese **bipolar junction transistor**, è una tipologia di transistor largamente usata nel campo dell'elettronica analogica principalmente come amplificatore di corrente e interruttore.

²**Deriva Termica:** fenomeno che introduce un errore nella misura di un segnale. Questo errore è più o meno grande quanto più o meno i dispositivi elettronici sono sensibili agli effetti della temperatura.

In questa ultima fase di elaborazione del segnale mioelettrico, verrà per l'appunto impiegato un **filtro passa basso** attivo necessario per l' "integrazione" del segnale rettificato, ovvero vi si applica un *involuppo lineare*.

Tale configurazione permette, almeno idealmente, la propagazione delle frequenze sotto una certa frequenza di *cutoff*, mentre blocca le frequenze superiori ad essa, ma nella pratica tale filtro non esiste (come anche le altre configurazioni).

3.1.4 Amplificatore invertente

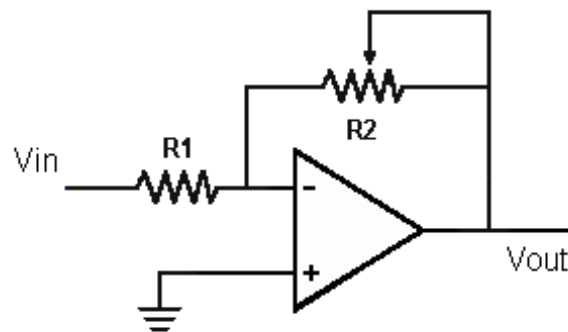


Figura 3.7: Amplificatore in configurazione invertente con trimmer

Questa configurazione è facilmente riconoscibile; è previsto un anello di retroazione fra l'uscita V_{out} e l'ingresso invertente V_{in} costituito dalla resistenza di feedback R_f . L'ingresso non invertente è a massa, il segnale di ingresso è applicato sul lato del morsetto invertente prima della resistenza R_1 .

In particolare, usando l'amplificatore invertente e un *trimmer*³ sulla retroazione è possibile realizzare un semplice amplificatore con guadagno variabile da 0 in su.

³**Trimmer:** componenti elettrici realizzati in modo tale da permettere la variazione del loro valore di resistenza e capacità. I maggiormente impiegati allo scopo sono il resistore ed il condensatore.

3.2 Analisi del Segnale Mioelettrico

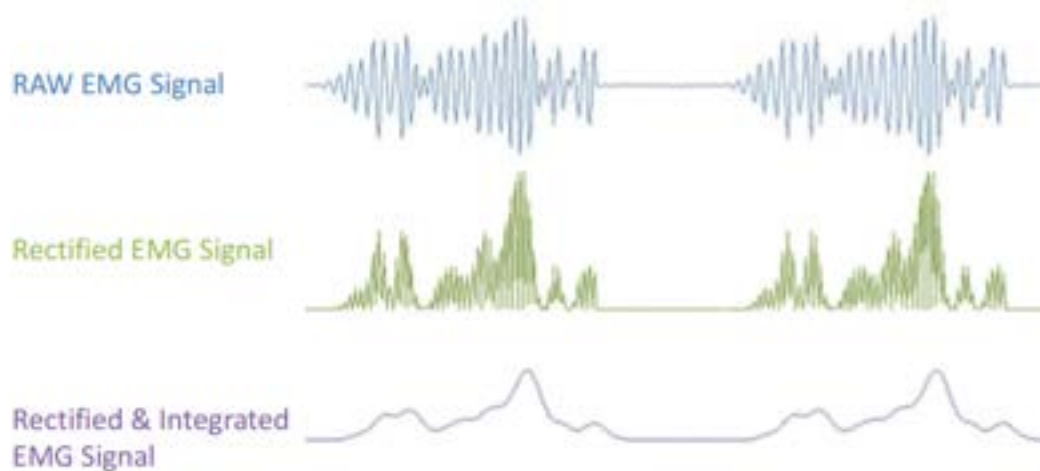


Figura 3.8: Fasi di Acquisizione ed Elaborazione del Segnale Mioelettrico

Per parlare del segnale elettromiografico serve prima analizzare come e dove questo si genera nel corpo umano, quindi conoscerne la natura. In condizioni normali, un potenziale d'azione si propaga lungo il motoneurone ⁴ e attiva tutti i suoi rami; questi, a loro volta, attivano tutte le fibre muscolari interessate, organizzate in gruppi. Tali elementi appena citati compongono l'unità funzionale del muscolo, chiamata **unità motoria** (MU)[4].

La membrana plasmatica del neurone si depolarizza grazie allo spostamento degli ioni tra lo spazio intracellulare ed extracellulare, generando un campo magnetico nelle vicinanze delle fibre muscolari e diffondendosi nel mezzo conduttore circostante. Un elettrodo localizzato in tale campo rileverà il potenziale, la cui escursione temporale è nota come potenziale d'azione, come anticipato alla sezione 2.2.4. Bisogna però fare una precisazione sulla natura del segnale elettromiogra-

⁴**Motoneurone:** ogni neurone localizzato all'interno del sistema nervoso centrale (SNC) che trasporta il segnale all'esterno del SNC per controllare direttamente o indirettamente i muscoli e il movimento dei muscoli.

fico, in particolare sul potenziale d'azione. Questo ultimo infatti è del tipo **tutto o nulla**: se non si raggiunge il valore soglia (-50mV) non si genera alcun potenziale d'azione, se si supera il valore soglia il valore della differenza di potenziale è sempre uguale in ampiezza (+30/40mV). Il **contenuto informativo** non è mai nell'ampiezza ma nella **frequenza** del segnale. Ne deriva dunque che **se si aumenta l'intensità dell'impulso nervoso NON aumenta il potenziale d'azione in ampiezza, ma aumenta il numero di potenziali**. Tale caratteristica si può evincere analizzando il segnale generato da una singola MU, al contrario analizzando un segnale raw EMG, quindi generato da una sommatoria di MU, noteremo che l'ampiezza varia in corrispondenza dell'attività svolta dalle fibre muscolari. Questo comportamento è dovuto al fatto che il segnale finale viene ottenuto per l'appunto tramite una interpolazione dei singoli potenziali d'azione delle singole MU.

Tale analisi elettromiografica è soggetta a numerosi fattori che ne possono influenzare i risultati, tra questi se ne espongono di seguito i più rilevanti:

- L'elettrodo ha proprietà filtranti che sono in funzione del punto di rilevamento superficiale, della distanza con altri elettrodi e delle proprietà chimiche dell'interfaccia metallo elettrolita.
- Vi è una stretta correlazione tra l'ampiezza del potenziale d'azione, il diametro della fibra muscolare, la distanza tra la fibra muscolare e la posizione dell'elettrodo e le proprietà filtranti dello stesso, secondo tale relazione: [4]

$$V = (K * a)^n \quad (3.4)$$

con la costante $n = 1.7$, a è il raggio della fibra muscolare e K una costante.

- L'istante iniziale di ogni potenziale d'azione è direttamente proporzionale alla lunghezza dei rami nervosi e alla distanza della placca motrice dall'area di prelievo dell'elettrodo;

A causa di ciò, le sorgenti del campo elettrico non sono perfettamente allineate nello spazio e quindi neanche nel tempo di arrivo presso gli elettrodi di registrazione. Il fenomeno di sfasamento temporale dei potenziali di azione di un'unità motoria, appare come un **jitter**⁵ quando si visualizza la scarica elettrica di ciascuna fibra.

Come possiamo notare dalla figura 3.9 i potenziali d'azione di tutte le unità motorie rilevabili da un elettrodo sono elettricamente sovrapposti e sono rappresentati come segnali bipolari con distribuzione simmetrica delle ampiezze positive e negative (valore medio pari a zero).

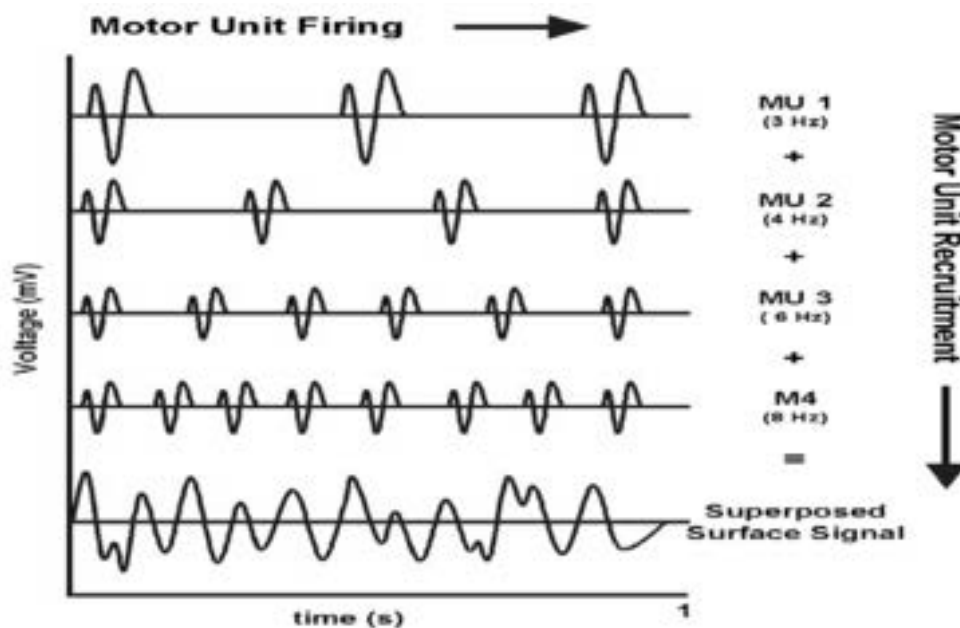


Figura 3.9: Reclutamento dei Potenziali d'Azione delle MU

⁵**Jitter**: Indica la variazione di una o più caratteristiche di un segnale come, ad esempio, l'ampiezza, la frequenza o la fase.

Reclutamento e frequenza di attivazione: [12]

Prima di passare alla descrizione nel dettaglio dei vari passaggi di elaborazione, si definiscono due parametri fondamentali che influenzano l'ampiezza e la densità dei segnali misurati, infatti durante le contrazioni volontarie del muscolo la forza esercitata è modulata da due parametri indipendenti tra loro:

- Reclutamento delle MU: numero di unità motorie coinvolte nell'attività motoria.
 - all'aumentare delle MU attivate aumenta la forza
- Frequenza di firing: frequenza di attivazione delle unità motorie,
 - all'aumentare della frequenza di attivazione aumenta la forza
 - è un parametro che varia in funzione del compito da svolgere, quali la durata e l'entità della contrazione muscolare.

La combinazione di questi due parametri varia da muscolo a muscolo, varia con la velocità del movimento e dipende dalla fatica muscolare.

L'elettromiografia di superficie nasce quindi come alternativa alla classica e più consolidata elettromiografia con aghi in quanto si ha con essa la possibilità di ricevere informazioni più globali inerenti il muscolo in esame ed evitare i rischi impliciti nell'uso di aghi.

Come anticipato, il segnale in uscita dal *Myoware* non sarà quello direttamente captato dagli elettrodi, chiamato *Raw EMG Signal* ma sarà soggetto ad elaborazioni utili a renderlo leggibile e direttamente compatibile con l'ADC del scheda *Arduino*. Analizziamo di seguito la successione degli step a cui il segnale va incontro:

3.2.1 Rumore

Concetti:

- **Interferenza:** variazione periodica introdotta da una sorgente nota, per esempio la rete elettrica
- **Rumore:** variazione casuale introdotta dal sistema di prelievo, per esempio dal contatto elettrodo-cute e dall'amplificatore del segnale
- **Artefatto:** transitorio indotto da perdita momentanea del contatto elettrodo-cute o disturbi elettromagnetici.

Il rumore può essere fondamentalmente definito come "qualsiasi disturbo indesiderato che interferisce con un segnale desiderato", in altre parole, tutto ciò che non è parte del segnale che si vuole misurare è considerato rumore. Tuttavia, una differenziazione può essere fatta tra i disturbi o *interferenze* e *rumori*. Le interferenze, variazioni periodiche, spesso provengono da fonti esterne al circuito di studio, e risultano dall'accoppiamento elettromagnetico o elettrostatico come ad esempio con le linee elettriche oppure cross talk tra circuiti adiacenti.

D'altra parte, il rumore è un segnale il quale varia nel tempo in modo aleatorio secondo una propria distribuzione di probabilità, introdotto dal sistema di prelievo, derivato per esempio dal contatto elettrodo-cute e dall'amplificatore del segnale. Essendo, questo ultimo, il risultato di fluttuazioni casuali nei materiali di cui sono fatti i sistemi elettrici è impossibile da eliminare completamente, ma si dovrà manipolare in modo da renderlo non influente sul segnale acquisito.

Tra le possibili tipologie di segnali rumorosi si ricorda il *rumore gaussiano* caratterizzato da una distribuzione di probabilità delle ampiezze di tipo gaussiano. Tra questi si ricorda il *rumore gaussiano bianco* caratterizzato da una densità spet-

trale di potenza (psd)⁶ costante su tutto l'asse delle frequenze.

L'operazione di riduzione della banda del rumore è un'attività tipicamente affidata ai filtri in frequenza, i quali possono essere di tipo passa basso (low pass), passa banda (band pass) o passa alto (high pass). Nella progettazione di un filtro è sempre opportuno fare attenzione a non coinvolgere nell'operazione di filtraggio anche il segnale utile, il quale deve poter transitare per il circuito senza subire un'alterazione apprezzabile del suo contenuto spettrale in modulo e fase. Il filtro va quindi progettato di ordine elevato oppure di larghezza di banda sufficientemente più grande della larghezza banda del segnale utile. Inoltre per ridurre il rumore o i suoi effetti sono possibili ulteriori approcci:

- Tecniche digitali di *post – processing*, si parla in questo caso di *filtri numerici (FIR)*;
- Fare in modo che i segnali di disturbo esterni al sistema non trovino la possibilità di accoppiarsi con il sistema;
- Utilizzo di amplificatori a basso rumore.

⁶**Densità spettrale di potenza:** $psd_n = k * T_s = 4 * 10^{-21}$, a temperatura ambiente, con unità di misura W/Hz, k è la costante di Boltzmann ($1,38 * 10^{-23} J/K$) e T è la temperatura in Kelvin. Ogni parola indica una proprietà fondamentale: “Potenza” dice che l'ampiezza è il valore quadratico medio del segnale che si analizza, “Spettrale” specifica che la PSD è una funzione della frequenza e “Densità” si riferisce al fatto che l'ampiezza è normalizzata ad una banda di un singolo Hz.

3.2.2 Acquisizione

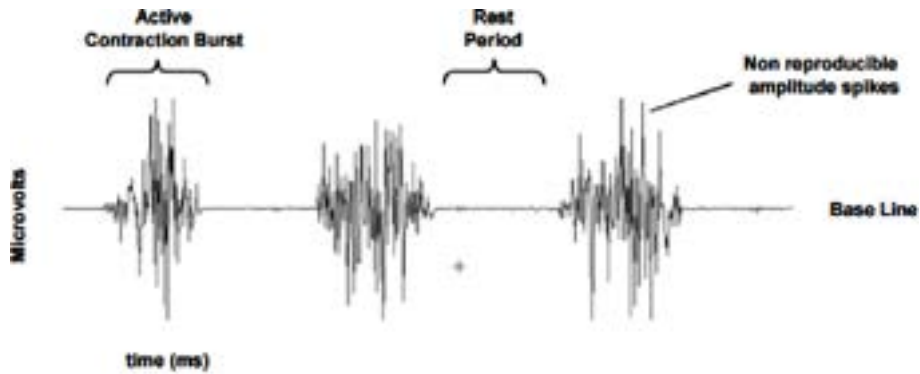


Figura 3.10: Segnale EMG Raw

In questo contesto è utile considerare il corpo umano come un conduttore, e come tale è soggetto a differenze di potenziale più o meno rilevanti, dunque l'impiego di un amplificatore differenziale è essenziale per ridurre il potenziale fornito dal corpo (Modo Comune A_c) mantenendo invece la componente utile del segnale mioelettrico (Modo Differenziale A_d). Idealmente vorremmo avere A_d molto grande e A_c molto piccolo, dato che che questo rapporto, detto Reiezione di modo comune ($CMRR$), è di primaria importanza per avere un buon segnale sEMG. [7]

Si riporta di seguito la formula che regola un'amplificazione di tipo differenziale e il $CMRR$:

$$V_{out} = A_d(V_{in}^+ - V_{in}^-) + A_c\left(\frac{V_{in}^+ + V_{in}^-}{2}\right) , \quad CMRR = \frac{A_d}{A_c} \quad (3.5)$$

La decisione di ridurre A_c deriva per l'appunto dalla conoscenza del funzionamento degli amplificatori differenziali, per i quali è necessaria una tendenza al valore nullo del Modo Comune per rendere il circuito immune ai disturbi presenti agli ingressi.

Ciascuna sorgente (elettrodo) contribuisce al segnale locale rilevato sulla cute dando origine al Motor Unit Action Potential(MUAP). Il segnale mioelettrico "grezzo" risultante sarà la somma di numerosi MUAP, come anticipato dalla figura 3.9. Questa particolarità viene accentuata dal fatto che l'analisi effettuata utilizza elettrodi di superficie (sEMG) e per questo il segnale mioelettrico che viene captato è la composizione di tutti i segnali mioelettrici generati dalle unità motorie attive al momento della registrazione.

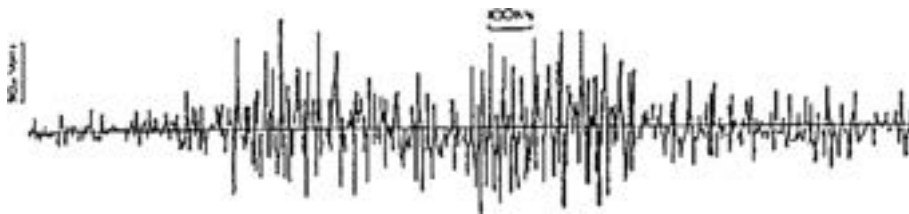


Figura 3.11: Tracciato di interferenza

I concetti che seguono sono stati analizzati ed esposti dagli appunti del corso di *Elettronica biomedica* del professor Marcello Bracale [4].

Analizzando ora come è costituito un segnale "grezzo" EMG, possiamo dire che una sequenza ripetitiva di MUAP, relativa a una specifica unità, dà origine ai **treni di potenziali d'azione di UM (MUAPT)**. Viene inoltre definito **l'intervallo tra due scariche consecutive della stessa UM (IPI)**, definita come costante aleatoria *gaussiana*⁷, il quale dipende dalla durata e dal tipo di contrazione, presentandosi irregolare anche se lo sforzo è costante.

⁷**Distribuzione normale o di Gauss:** nella teoria della probabilità, è una distribuzione di probabilità continua, spesso usata come prima approssimazione per descrivere variabili casuali a valori reali che tendono a concentrarsi attorno a un singolo valor medio.

In conclusione a questo primo passo di acquisizione, il segnale elettromiografico di superficie, definito dalla interazione (spazio - temporale) di tutti i MUAPT provenienti da tutte le UM attive, giunge alle aree di prelievo degli elettrodi e viene definito con il termine di **Tracciato di interferenza**. L'elevata complessità di tali segnali è alla base di questo lavoro che cerca di analizzarli, caratterizzarli ed elaborarli.

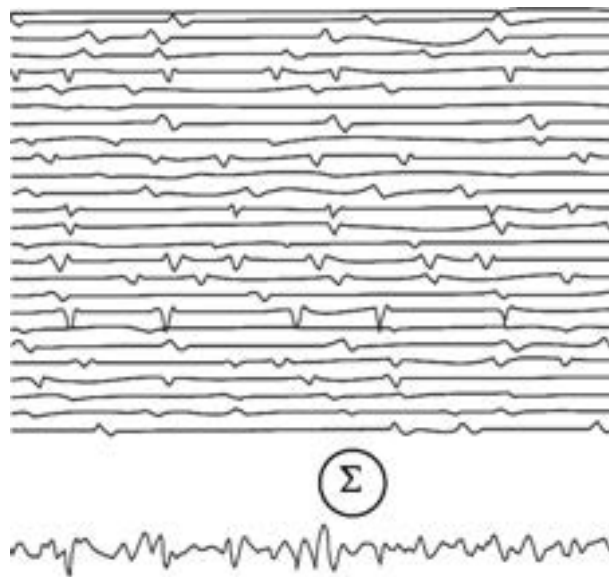


Figura 3.12: Esempio generazione del tracciato di interferenza dalla somma di molteplici MUAP

Natura statistica dell'EMG:

Dalla Figura 3.13 è possibile analizzare il processo di acquisizione che parte dalla generazione dei segnali nervosi e finisce con la visualizzazione del segnale EMG in versione raw:

All'uscita del midollo spinale si generano impulsi a diversa frequenza di attivazione (o **firing**), visualizzabili come un **treno di impulsi del Delta di Dirac**. Ogni livello rappresenta i treni di potenziali di azione *MUAPT* di ogni singola *MU*, per la quale è possibile la rappresentazione nel dominio del tempo, $h_n(t)$. I potenziali d'azione di tutte le unità motorie rilevabili da un elettrodo sono elettricamente sovrapposti e rappresentati come segnali bipolari con distribuzione simmetrica delle ampiezze positive e negative (valore medio pari a zero), $m_p(t, F)$.

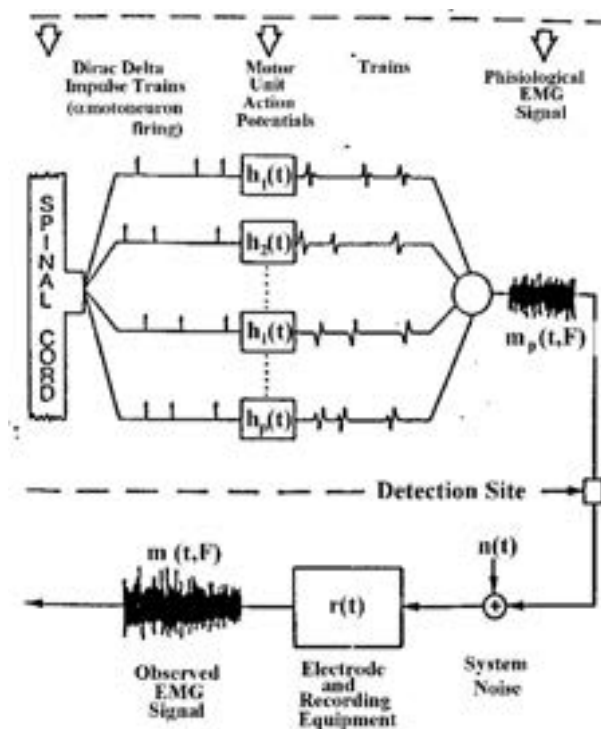


Figura 3.13: Acquisizione segnale EMG: schema a blocchi

Al blocco del *Detection site*, ovvero il punto di collocazione dell'elettrodo, segue il segnale EMG osservabile come output, che viene anticipatamente influenzato da una componente di disturbo, ovvero il rumore, che sarò analizzato nella sezione 3.2.1.

Parametri tipici del segnale raw EMG:

- Rumore della baseline: 3-5 μV (buone condizioni)
- Ampiezza del segnale EMG raw: $\pm 5000 \mu\text{V}$ (atleti)
- Banda: 10Hz - 500Hz

3.2.3 Amplificazione

Il primo vero step di elaborazione a cui viene sottoposto il segnale mioelettrico è l'amplificazione mediante un amplificatore operazionale.

Un amplificatore operazionale è un amplificatore *differenziale* caratterizzato da:

- Guadagno di Tensione idealmente infinito;
- Impedenza d'ingresso Z_{in} idealmente infinita;
- Impedenza d'uscita Z_{out} idealmente nulla

Da tali ipotesi discendono due proprietà ideali fondamentali:

- La differenza tra le tensioni applicate in ingresso è nulla;
- Le correnti di ingresso sono nulle

Come anticipato alla sezione 3.1.1, l'amplificazione differenziale rileva le differenze di potenziale tra gli elettrodi e annulla le interferenze esterne. Per tale motivo, il CMRR deve essere il più alto possibile poichè l'eliminazione dei segnali interferenti gioca un ruolo importante nella qualità del segnale, perciò un valore superiore ai 95dB viene considerato accettabile.⁸

⁸ $CMRR_{dB} = 20 \log 10 \frac{A_d}{A_c}$

Un segnale EMG non amplificato, quindi quando viene rilevato sulla pelle, ha una ampiezza tipica compresa tra pochi microvolt e $\pm 5 \text{ mV}$, ed è generalmente amplificato da un fattore di almeno 500 (ad esempio quando si utilizzano preamplificatori) a 1000 (unità passive via cavo).

$$G = \frac{V_{out}}{V_{in}} \quad (3.6)$$

Proseguendo con l'analisi delle caratteristiche tipiche di un Op-amp, l'impedenza d'ingresso dovrebbe avere un valore di almeno almeno $10\times$ (l'impedenza data dall'elettrodo), nello specifico un'impedenza d'ingresso di 1-10 M Ω . [2]

Inoltre la gamma di frequenza di un amplificatore EMG dovrebbe iniziare da 10 Hz (HPF) ⁹ e andare fino a 500 Hz (LPF) ¹⁰ in modo da evitare effetti di *Aliasing*, ovvero un fenomeno di distorsione della trasformata di Fourier di un segnale dovuto ad un campionamento effettuato ad una frequenza R_s inferiore a quella minima richiesta dal teorema di Nyquist ($R_s < 2 * f_{max}$), trattato successivamente alla sezione 4.1.2. Infatti, un tipico effetto dell'*aliasng* è la possibilità che due o più segnali analogici diversi possano apparire indistinguibili una volta campionati.

Perciò in conclusione:

Un buon amplificatore per sEMG deve avere:

1. CMRR > 95dB
2. Impedenza di ingresso > 100M Ω alla frequenza di 50Hz
3. Bassa impedenza di contatto (pelle pulita e non secca)
4. Impedenze di contatto tra pelle ed elettrodi molto simili

⁹**HPF**: High pass filter

¹⁰**LPF**: Low pass filter

3.2.4 Rettifica

La registrazione del segnale raw EMG contiene già informazioni molto importanti e può servire come prima informazione e documentazione oggettiva, dunque, le valutazioni qualitative possono essere derivate direttamente e dare una prima importante comprensione del controllo neuromuscolare nei test effettuati.

Se invece è necessaria una analisi mirata, vengono applicate alcune fasi di elaborazione del segnale EMG per aumentare l'affidabilità e la validità dei risultati.

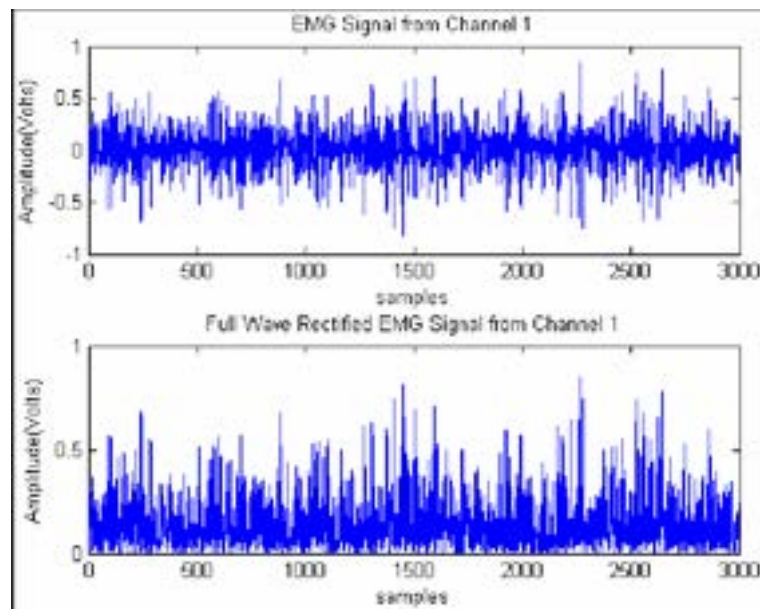


Figura 3.14: Rettifica: sopra segnale raw - sotto segnale rettificato

Per tale passaggio viene generalmente applicato un *Raddrizzatore di precisione a doppia semionda* come quello indicato in Figura 3.4. Tutte le tensioni negative sono rese positive, ribaltate rispetto la Base Line, in questo modo si rende integrabile l'intero segnale. Questa operazione porta a molti benefici come si vedrà successivamente al paragrafo 3.2.6.

Tra questi troviamo: una migliore lettura del segnale, calcolo di parametri standard come la media, area sottesa dal segnale e valore massimo.

3.2.5 Integrazione

Come anticipato, il tracciato di interferenza dell'EMG è di natura casuale, poichè l'insieme effettivo di unità motorie reclutate cambia di continuo, facendo sì che i potenziali d'azione delle unità motorie si sovrappongono. Questo si traduce nel fatto che un treno di segnali raw EMG non può essere riprodotto in maniera identica una seconda volta.

Per affrontare questo problema, le componenti non riproducibili vengono minimizzate applicando circuiti di **smoothing** che delineano l'andamento medio del segnale, agendo sui picchi che vengono tagliati via; il segnale riceve un "involuppo lineare".

Lo smoothing e il filtraggio hanno in comune alcune caratteristiche, soprattutto perché entrambi hanno lo scopo di attenuare gli estremi del segnale, le componenti dovute al rumore.

Il primo crea un involuppo lineare nel segnale, senza intaccare le componenti principali, mentre il filtraggio rischia di prendere in considerazione componenti che non sono strettamente legate al rumore e quindi può rendere inutile l'elaborazione e quindi il segnale acquisito.

Il sensore muscolare applicato contiene, come visto precedentemente, un *Filtro passa basso (LPF)* che può essere introdotto per questo passo.

3.2.6 Estrazione delle Caratteristiche

Le caratteristiche del sEMG sono qualità fisiche che ne descrivono l'ampiezza, lo spettro, la velocità di conduzione media dei potenziali di UM, etc. Il segnale è *stazionario* se queste quantità non cambiano durante il tempo di osservazione, *quasi stazionario* se queste misure cambiano poco e lentamente durante il periodo di osservazione, oppure *non stazionario* se le quantità cambiano nel periodo di osservazione.

- VALORE RETTIFICATO MEDIO (*Average Rectified Value, ARV*):

Valore medio di un segnale già rettificato.

- VALORE EFFICACE (V_{rms}):

Di un segnale $v(t)$ in un intervallo di osservazione Δt è il valore V che una tensione continua dovrebbe avere per dissipare su un medesimo carico R in un medesimo intervallo Δt la stessa potenza dissipata da $v(t)$

$$V_{rms} = \sqrt{\frac{1}{\Delta t} \int_{t_0}^{t_0+\Delta t} v(t)^2 dt} \quad (3.7)$$

dove t_0 è l'istante di inizio dell'intervallo di durata Δt . Da tale valore è possibile calcolare il V_{rms}^2 ovvero il *Valore quadratico medio*, il quale definisce la potenza del segnale dissipata, sempre sulla resistenza R per un certo intervallo di tempo Δt .

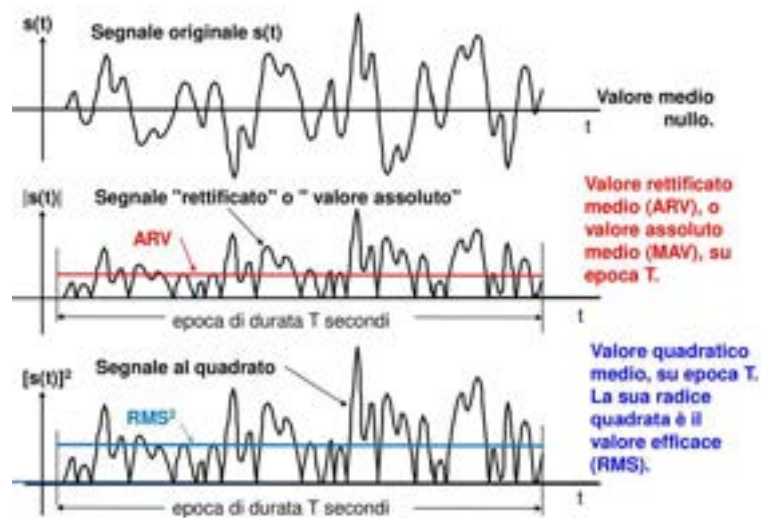


Figura 3.15: Stimatori di ampiezza del segnale EMG: sopra ARV-sotto RMS

Sia *ARV* che *RMS* sono "stime" che variano un poco, sia al variare della durata dell'epoca usata per il loro calcolo sia da epoca ad epoca ¹¹

- **TEMPO DI SALITA:**

Noto anche come **Rise time**, nell'ambito dei controlli automatici e dei sistemi dinamici, è un indice della velocità di risposta del controllo. Come tempo di salita si intende il tempo necessario al sistema per variare dal 10% al 90% del valore di regime dello stesso; l'uscita deve raggiungere tale valore senza compiere oscillazioni.

- **ZERO CROSSING:**

Numero di volte che il segnale attraversa lo zero.

- **NUMERO CAMBIO PENDENZE:**

Numero di volte che il segnale cambia pendenza.

¹¹**Epoca:** Intervallo di tempo su cui viene calcolato un parametro come l'ARV o il Valore efficace

- LUNGHEZZA D'ONDA:

Distanza tra due creste o fra due ventri della sua forma d'onda, e viene comunemente indicata dalla lettera greca λ .

- VARIANZA (σ^2):

Descrive la dispersione dei valori di X attorno al valore medio.

$$\sigma^2 = \int_{-\infty}^{+\infty} (x - \mu)^2 * p_x(x) dx \quad (3.8)$$

con il misurando X una variabile aleatoria, densità di probabilità $p_x(x)$, media μ .

- FREQUENZA MASSIMA (f_{max})

Capitolo 4

Setup

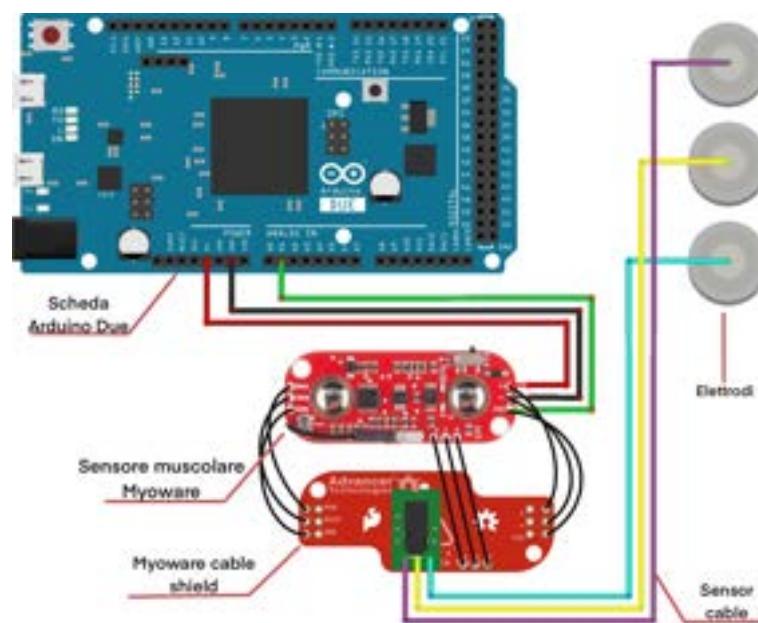


Figura 4.1: Setup ad sensore muscolare

Per effettuare l'analisi elettromiografica e studiarne il segnale ricavato è necessario disporre di una serie di componenti utili per mettere in relazione il muscolo o il gruppo di muscoli che si vogliono prendere in esame con il sensore muscolare necessario alla elaborazione del segnale elettromiografico, che dovrà a sua volta fornire il segnale in uscita alla scheda *Arduino* per una conversione tramite ADC e una visualizzazione tramite un tool grafico presente su un compilatore (computer). Si elencano di seguito i componenti impiegati per l'analisi fatta:

- MyoWare Muscle Sensor (AT-04-001)
- Scheda Arduino Due
- Sensor cable
- Biomedical sensor pad
- Cavo USB di alimentazione per scheda Arduino
- Myoware cable shield
- Circuiteria
- Software Processing per interfaccia grafica

4.1 Scheda Arduino Due

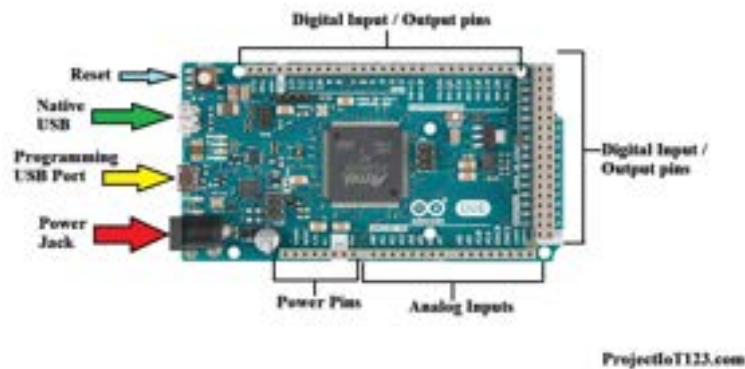


Figura 4.2: Scheda Arduino Due

Arduino Due [8][9] è un microcontrollore basato sulla CPU *Atmel SAM3X8E ARM Cortex – M3*, ed è la prima scheda Arduino basata su un microcontrollore ARM a 32 bit. Contiene tutto il necessario per supportare il microcontrollore, tra i componenti elencati nella tabella 4.1 troviamo: 54 pin di ingresso/uscita digitali (di cui 12 possono essere usati come uscite PWM), 12 ingressi analogici, 4 UART (porte seriali hardware), un clock a 84 MHz, 2 DAC (da digitale ad analogico), un jack di alimentazione, un pulsante di reset e un pulsante di cancellazione.

Basta collegarla a un computer con un cavo micro-USB o alimentarla con un adattatore AC-to-DC o una batteria per iniziare, inoltre è compatibile con tutti gli shields Arduino che lavorano a 3.3V e sono conformi al pinout 1.0 di Arduino.

Specifiche	
Microcontrollore	AT91SAM3X8E
Voltaggio operativo	3.3V
Input voltage (consigliato)	7-12V
Input voltage (limite)	6-16V
Pin I/O digitali	54
Pin input analogici	12
Pin output analogici	2 (DAC)
Memoria Flash	512 KB
SRAM	96 KB (two banks: 64KB and 32KB)
CLK	84MHz
Peso	36g
Lunghezza	101.52mm
Larghezza	53.3mm

Tabella 4.1: Parametri della scheda Arduino Due

4.1.1 ADC

Gli ADC [10][11] o *Convertitori analogico – digitale*, convertono i valori di tensione in ingresso, analogico nel tempo e nelle ampiezze $v(t)$, in una sequenza temporale di suoi campioni, opportunamente discretizzati nelle ampiezze $c_o(t)$, perciò appaiono in uscita come una sequenza di codici a n bit. Tra i parametri fondamentali, la *Risoluzione* (R) di un convertitore A/D è definita come la **minima variazione della grandezza analogica in ingresso** che provoca una variazione di un *LSB* (*Least Significant Bit* = bit meno significativo) nel numero di uscita: tale variazione è definita come quanto o *Passo di quantizzazione* (Q). La risoluzione R di un ADC coincide, dunque, col quanto Q .

$$Q = \frac{V_{fs}}{2^n} \quad (4.1)$$

con V_{fs} = Tensione di fondo scala; essa è una tensione di riferimento fornita al convertitore che individua il massimo valore in ingresso convertibile in binario. Mentre con $N = 2^n$ si indica il numero di combinazioni in una parola a n bit. Ulteriori parametri fondamentali per caratterizzare un ADC sono:

- **Full Scale Range (FSR)** = valore di fondo scala dell'ADC
- **Numero di bit (n)** = definisce la risoluzione e l'accuratezza ¹ del convertitore
- **Passo di quantizzazione (Q)** = minima quantità rappresentabile mediante questo tipo di convertitore.
- **Errore di quantizzazione (e_q)** = differenza tra il segnale *campionato* $x(kT_s)$ e il suo valore *quantizzato*.

$$e_q = \pm \frac{Q}{2} \quad (4.2)$$

- **Velocità** = legata alla frequenza con cui si riesce a campionare, elaborare e convertire i dati.
- **Accuratezza** = strettamente legata alla risoluzione n

Con un numero elevato di bit, quindi un'elevata risoluzione, siamo in grado di ridurre l'errore di quantizzazione, quindi aumentare l'accuratezza. Purtroppo, velocità e accuratezza sono in compromesso tra di loro: se da una parte abbiamo la velocità, dall'altra avremo l'accuratezza. Tra i convertitori più accurati abbiamo i convertitori ad integrazione a doppia rampa, che hanno risoluzioni anche fino a

¹Parametro strettamente legato alla sua transcaratteristica ed in particolare al suo grado di accuratezza con cui tale funzione è nota e stabile [10]

24 bit, ma sono estremamente lenti; trovano applicazione per esempio nei multimetri, o comunque in strumenti che sono pensati per fare misure quasi in DC. Dall'altra parte i convertitori flash, molto veloci, ma con risoluzione tipicamente abbastanza bassa, fra gli 8 e i 12 bit. Si utilizzano per acquisire segnali molto veloci, ad esempio gigahertz o gigasample/s, si ha dunque un'analisi qualitativa, ad esempio per implementare in un oscilloscopio, in cui è sufficiente osservare la forma d'onda.

Nel caso dell'Arduino Due:

Ingressi analogici: pin da A0 a A11, ognuno dei quali può fornire 12 bit di risoluzione (cioè $N = 4096$ valori diversi). Di default, la risoluzione delle letture è impostata a 10 bit, per compatibilità con altre schede Arduino ma è possibile cambiare la risoluzione dell'ADC tramite codice (*analogReadResolution()*).

Dunque analizzando i parametri fondamentali dell'ADC preso in considerazione: (alcuni dei valori elencati verranno trattati successivamente)

Specifiche	
Full Scale Range	3.3V
Numero di bit (n)	12bit
Passo di quantizzazione (Q)	$\frac{FSR}{4096}$
Errore di quantizzazione (e_q)	$\frac{FSR}{2048}$
ADC Clock frequency (f_{ADC})	1-22 MHz
ADC Clock period (t_{ADC})	50-1000 ns
Sampling rate (R_s)	0,05-1 MHz
Sampling time (T_s)	1-20 μ s

Tabella 4.2: Parametri ADC

Il seguente argomento, riguardante sempre l'ADC, sarà basato sul manuale "Introduzione alle Misure Elettroniche" [10].

Per convertire $v(t)$ nella sequenza $c_o(t)$, l'ADC effettua le seguenti azioni fondamentali:

- **Campionamento**
- **Tenuta**
- **Quantizzazione**

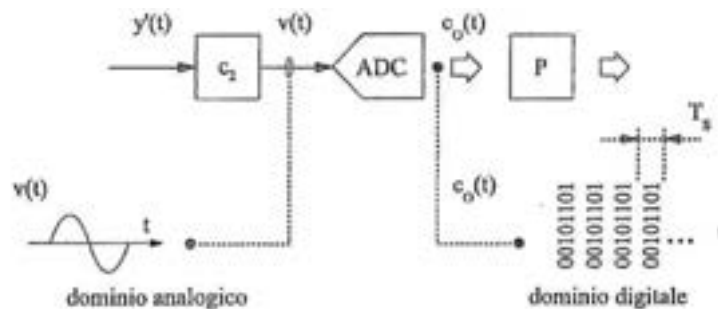


Figura 4.3: Sezione di conversione del segnale da analogico a digitale

4.1.2 Campionamento (Sampling)

Definita come l'operazione che consiste nell'acquisire dal segnale di ingresso una sequenza di campioni. In output, il segnale campionato $v_s(t)$ è una sequenza di impulsi di tensione (campioni) distanziati nel tempo di un intervallo costante T_s noto come *tempo di campionamento*, o *sampling time*. Il ritmo con cui tali campioni sono riportati in uscita è detto *frequenza di campionamento* o *sampling rate*, R_s . La velocità di campionamento è legata al tempo di campionamento dalla seguente relazione:

$$R_s = \frac{1}{T_s} \quad (4.3)$$

e comunemente riferita con unità di misura: *sample/s* oppure *S/s*

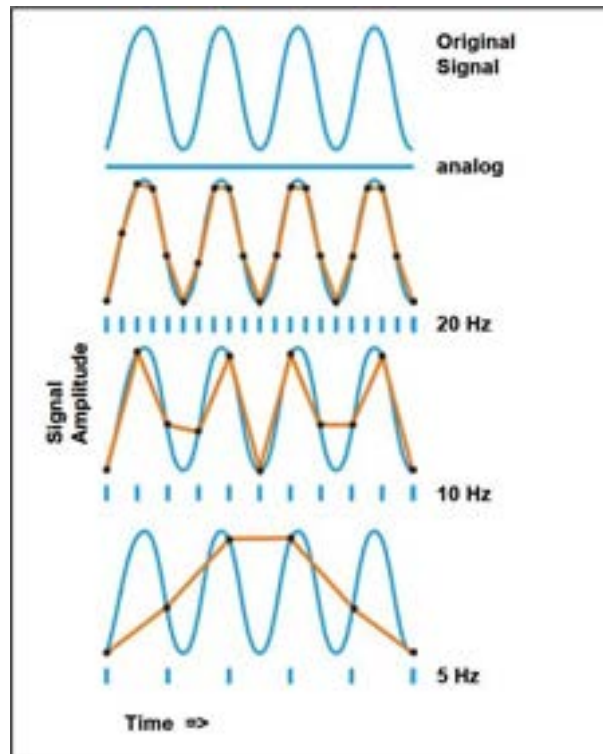


Figura 4.4: Esempio di conversione A/D: Campionamento

Il sampling rate è il parametro più importante di un processo di conversione analogico-digitale, infatti da esso dipende la possibilità o meno di poter ricostruire il segnale originale $v(t)$ a partire dai suoi campioni $v_S(t)$. Tale possibilità dipende dal legame esistente tra R_s e la frequenza massima f_{max} del segnale di ingresso $v(t)$ secondo il teorema seguente: ²

²Conosciuto anche come *Teorema del campionamento* oppure *Teorema di Shannon*

Teorema di Nyquist: La ricostruzione senza ambiguità del segnale originale $v(t)$ a partire da una sua versione campionata $v_S(t)$ è possibile solamente nel caso di frequenza di campionamento R_s superiore a due volte la più alta frequenza f_{max} del segnale di interesse:

$$R_s > 2 * f_{max} \quad (4.4)$$

Per l'EMG la banda del segnale ricade tra 10 e 250 Hz, inoltre è richiesta un'impostazione della banda dell'amplificatore tra 10 e 500Hz. Da questo ne deriva, per il teorema di Nyquist, l'impiego di una frequenza di campionamento di almeno 1000 Hz (doppia banda di EMG) o anche 1500/2000 Hz per evitare problemi di aliasing. L'applicazione di una R_s superiore a quella suggerita a livello teorico dal teorema, viene definita **oversampling**.

4.1.3 Tenuta (Hold)

Operazione che consiste nel mantenere i livelli di tensione $v_s(t)$ dei campioni acquisiti per un intervallo di tempo pari al sampling time T_s cioè fino all'arrivo del campione successivo. In uscita dal blocco di hold si ottiene un segnale costante a tratti $v_H(t)$. In ogni intervallo T_s , la tensione $v_H(t)$ è costante e la successiva conversione AD avviene su livelli costanti di tensione.

Il circuito di tenuta è costituito essenzialmente da una serie tra un resistore R_H e un condensatore C_H in parallelo rispettivamente a monte e a valle dell'interruttore elettronico I (che rappresenta il circuito di sampling) come riportato in Figura 4.5. Tale circuito meglio conosciuto come **circuito track and hold (T/H)**, consente entrambe le funzioni finora descritte: campionamento e tenuta.

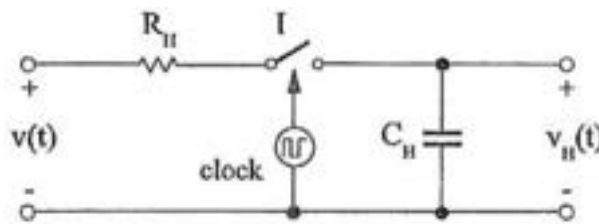


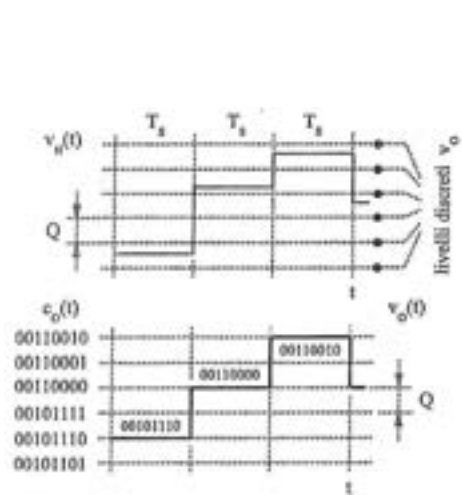
Figura 4.5: Circuito equivalente di track and hold

4.1.4 Quantizzazione (Quantization)

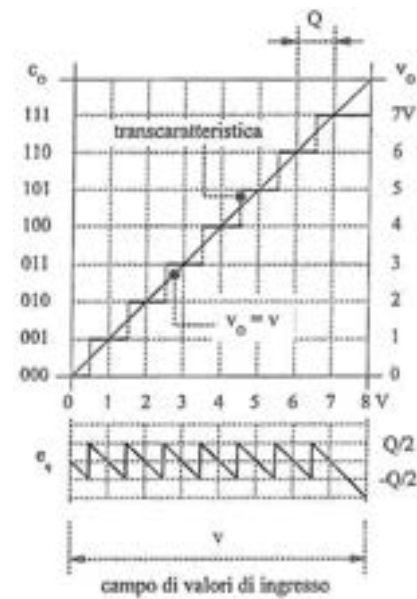
Definita come l'operazione attraverso la quale il segnale campionato $v_H(t)$ presente all'uscita del circuito T/H è trasformato in una sequenza di livelli di tensione quantizzati $v_o(t)$ o di codici $c_o(t)$, uno per ogni campione. L'operazione di quantizzazione del segnale di ingresso $v_H(t)$ avviene campione per campione nel modo illustrato in Figura 4.6a. In ogni intervallo di durata T_s il dispositivo approssima il livello di tensione assunto da $v_H(t)$ ad uno dei possibili livelli di uscita v_o , in genere a quello più vicino. I livelli di tensione sono ottenuti suddividendo il campo

di valori di ingresso del dispositivo, di ampiezza V_{fs} , in n intervalli di ampiezza Q , come già definito precedentemente nella sezione 4.1.1

La caratteristica più importante di un circuito di quantizzazione è la sua **transcaratteristica**, rappresentata in Figura 4.6b, la quale ne determina le prestazioni e le eventuali inefficienze.³



(a) Andamento delle tensioni di ingresso e uscita e dei codici



(b) Esempio di transcaratteristica di un convertitore AD a tre bit

³**Transcaratteristica** Funzione che associa ad ogni livello di tensione v assunto dal segnale $v(t)$ in ingresso all'ADC, in un certo istante di campionamento, un opportuno codice c_o in uscita o equivalentemente una opportuna tensione v_o appartenente ad un insieme finito di valori

4.2 Myoware cable shield



Figura 4.7

Il sensore muscolare MyoWare è progettato per essere indossabile, permettendo di attaccare gli elettrodi direttamente alla scheda stessa. Tuttavia, ci possono essere casi in cui è necessario mantenere il sensore lontano dal muscolo da analizzare (come in questo caso); è qui che entra in gioco il *MyoWare Cable Shield*. Questo scudo fornisce un jack da 3,5 mm dove è possibile collegare un cavo a tre elettrodi, consentendo di testare e utilizzare il MyoWare senza effettivamente attaccarlo alla persona. Lo shield è dotato di due file di fori passanti a 3 pin su ciascuna estremità della scheda, questo permette di impilare lo scudo con altre schede MyoWare.

4.3 Elettrodi

Un elettrodo per l'analisi elettromiografica superficiale può essere definito sia come un sensore dell'attività elettrica di un muscolo o come un trasduttore della corrente ionica, che scorre nel tessuto. È progettato per ottenere selettivamente il segnale sEMG riducendo al minimo fenomeni di disturbo come gli artefatti, interferenze e il rumore introdotto dal sistema di prelievo. La qualità di un elettrodo dipende da vari fattori come: la forma, dimensione, materiale di costruzione.



Figura 4.8: Elettrodo Covidien utilizzato durante l'attività

A seconda dell'indagine che si vuole fare vengono utilizzati differenti tipi di elettrodi: gli elettrodi di superficie per muscoli superficiali, a diretto contatto con la pelle e non invasivi; per muscoli più profondi sono necessari elettrodi ad ago, per permettere il diretto contatto col gruppo muscolare d'interesse e quindi effettuare un'indagine invasiva. Come si è già precisato, dovendo concentrarsi su una analisi superficiale (sEMG), durante il test sono stati applicati elettrodi di superficie della *Covidien*, di cui si riportano in tabella 4.10 le specifiche.

Esiste, inoltre, anche una suddivisione in due categorie in base alle caratteristiche funzionali:

- Attivi: provvisti di una sezione di amplificazione, poiché risentono molto dell'impedenza tra pelle e superficie di contatto;
- Passivi: non sono provvisti di amplificati poiché in grado di rilevare direttamente il campo elettrico prodotto dal muscolo;

Entrambe le due categorie risentono molto delle condizioni della pelle del soggetto come: sudorazione, variazione della temperatura e peluria. Un fattore decisivo sul risultato della misurazione è rappresentato dalla dimensione del muscolo e dalla dimensione degli elettrodi utilizzati, infatti più l'elettrodo possiede una superficie di attacco ampia, maggiore saranno il numero di muscoli rilevati che andranno ad influire sul segnale registrato (effetto cross talk, 2.5.1). Viceversa, al diminuire delle dimensioni dell'elettrodo, l'acquisizione del singolo muscolo risulterà molto più precisa, a condizione che il posizionamento avvenga in modo accurato.

Gli elettrodi di superficie utilizzati sono quelli di tipo $Ag/AgCl$ ⁴, in gel, adesivi, usa e getta e con una forma circolare a singolo bottone. L'area conduttiva è costituita dal disco argentato ricoperto di $Ag/AgCl$.

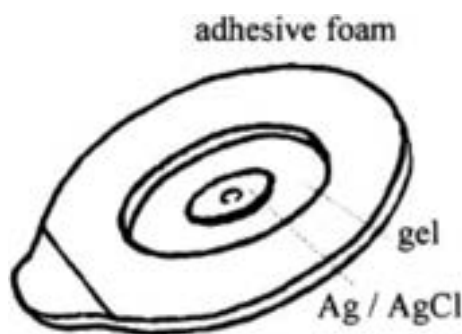


Figura 4.9: Particolare dell'elettrodo $Ag/AgCl$

⁴ $AgCl$: cloruro di argento

Tale tipologia di elettrodi è nota per produrre i potenziali di giunzione più bassi e stabili. Il contatto elettrodo-pelle quando si usa Ag o $AgCl$ ha un'impedenza quasi del tutto resistiva, significa che rispetto ad altri metalli ha una componente capacitiva trascurabile e quindi non ci sono importanti effetti di filtraggio nella banda di frequenza del segnale EMG.

1. BASIC PRODUCT INFORMATION	
Shape / size (excl. grip)	Round / Ø 24 mm
Total product surface (excl. grip)	452 mm ²
Gel area	201 mm ²
Adhesive area	251 mm ²
Sensor area	80 mm ²
Product thickness (adapter excluded)	1 mm
Adapter	Stud
Integrated lead wire (length / colour)	—
2. MATERIALS INFORMATION	
Backing material	Polyethylene foam (PE), white
Adhesive characteristics	Medical grade pressure sensitive adhesive
Gel characteristics	Conductive and adhesive hydrogel
Supporting / back label	Polypolypropylene film (PP) transparent
Release liner	Polyethylene film (PE), one side siliconized
Sensor	Polymer Ag/AgCl coated
Adapter / connector	Stainless steel
Integrated lead wire jacketing	—
Integrated lead wire cord	—

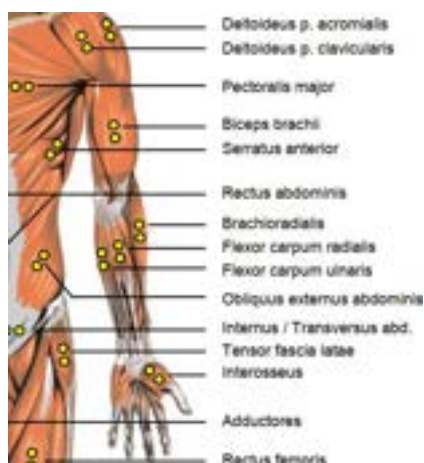
Figura 4.10

Linee guida:

- Gli elettrodi in gel hanno i migliori valori di impedenza cutanea;
- Usare elettrodi con superfici di contatto ridotte per aumentare la selettività delle misure (evita il cross-talk);
- Più piccolo è l'elettrodo (area di rilevamento attiva) più alti sono i valori di impedenza;

- La raccomandazione generale per la distanza tra gli elettrodi è di 2 cm (da punto centrale a punto centrale);
- Applicare gli elettrodi parallelamente alla direzione della fibra muscolare;
- Utilizzare la porzione centrale dominante del ventre muscolare per una migliore selettività;
- Fare attenzione che il sito dell'elettrodo rimanga sulla massa muscolare attiva durante l'accorciamento del muscolo.

4.3.1 Siti di collocazione elettrodi



(a) Visione anatomica frontale



(b) Visione anatomica dorsale

La maggior parte dei muscoli importanti degli arti e del tronco possono essere misurati con elettrodi di superficie, mentre i muscoli più profondi, più piccoli o sovrapposti hanno bisogno dell'applicazione di elettrodi ad ago per essere rilevati in modo sicuro o selettivo. Le mappe muscolari, Figura 4.11a e 4.11b, mostrano una selezione di muscoli, soprattutto per quanto riguarda gli arti superiori, mentre i due punti gialli dei muscoli di superficie indicano l'orientamento della coppia di

elettrodi in rapporto alla direzione della fibra muscolare, ovvero rappresentano il corretto posizionamento.

Durante questo studio ci si concentrerà sulla raccolta di segnali provenienti dai muscoli degli arti superiori, e in particolare di:

- Bicipite brachiale;
- Tricipite brachiale;
- Flessore ulnare del carpo

4.4 Posizione di riferimento

Uno degli svantaggi principali di qualsiasi analisi EMG è che i dati raccolti sono fortemente influenzati dalle condizioni di rilevamento presenti, come anticipato al capitolo 2.5.

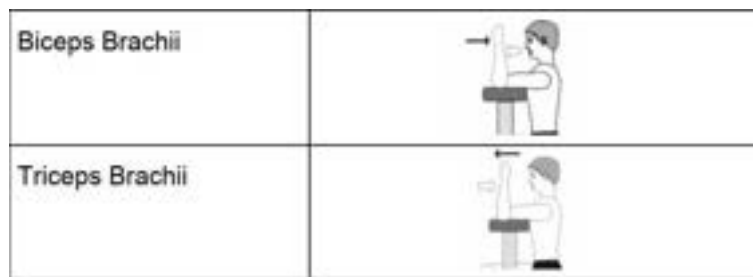


Figura 4.12

Il primo passo dunque per una analisi pulita e con la minima influenza, è identificare un esercizio/posizione che permetta un'efficace raccolta dati. Per i muscoli degli arti tipicamente le attività isolate su una sola articolazione, tenute staticamente in posizioni intermedie all'interno del range di movimento, danno i migliori risultati. Proprio per questo motivo, durante l'attività di analisi degli arti superiori, si prenderanno in considerazione 2 particolari esercizi, rappresentati e descritti schematicamente in Figura 4.12. Tali task permetteranno una corretta analisi elettromiografica dell'arto superiore, nello specifico si andrà a testare il segnale proveniente dal gruppo muscolare del bicipite e tricipite, tenendo comunque in considerazione il flessore ulnare del carpo che potrebbe entrare in azione durante il task e quindi verificando il fenomeno del cross talk.

4.5 Codice Arduino

```
1 //pin di input
2 #define AN_INPUT 0
3 #define AN_INPUT_1 1
4 #define AN_INPUT_2 2
5 #define AN_INPUT_3 3
6
7 //Variabili che identificano i valori dei segnali acquisiti
8 int emg_signal_0 = 0;
9 int emg_signal_1 = 0;
10 int emg_signal_2 = 0;
11 int emg_signal_3 = 0;
12
13 void setup(){
14     //Modifica della risoluzione dell'ADC da 10bit a 12bit
15     analogReadResolution(12);
16     //Velocita' di comunicazione del collegamento seriale
17     Serial.begin(115200);
18 }
19 void loop() {
20     //Salvataggio dei valori in arrivo dai pin analogici
21     emg_signal_0 = analogRead(AN_INPUT);
22     emg_signal_1 = analogRead(AN_INPUT_1);
23     emg_signal_2 = analogRead(AN_INPUT_2);
24     emg_signal_3 = analogRead(AN_INPUT_3);
25
26     //Stampa dei valori degli pin analogici
27     Serial.print(emg_signal_0); //bicipite
28     Serial.print(",");
29     Serial.print(emg_signal_1); //tricipite lato
30     Serial.print(",");
31     Serial.print(emg_signal_2); //tricipite dietro
```

```
32 Serial.print (",");  
33 Serial.println(emg_signal_3); //interferenza avambraccio  
34  
35 delay(10);  
36 }
```

Listing 4.1: Codice Arduino

Capitolo 5

Esperimento

La procedura si basa sui seguenti passi, che devono essere seguiti nell'ordine indicato: [2]

1. Scelta del muscolo o gruppi muscolari da analizzare

Come già anticipato i muscoli presi in esame sono:

- Bicipite brachiale
- Tricipite brachiale
- Flessore ulnare del carpo

Dove il flessore verifica la presenza del fenomeno del *cross-talk*, poichè il task eseguito non dovrebbe richiedere propriamente l'utilizzo di tale muscolo.

2. Ricerca e identificazione dei punti di collocazione per gli elettrodi, marcando la zona con una penna



(a)



(b)

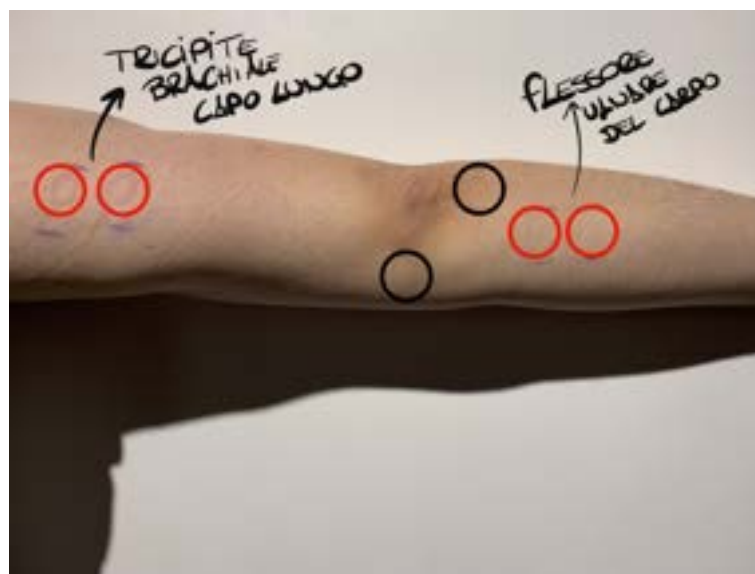


Figura 5.2

3. **Pulizia della pelle tramite l'utilizzo di un fluido abrasivo/conduittivo oppure alcol;**
4. **Attaccare gli elettrodi parallelamente alle fibre muscolari con una distanza di ~ 2 cm tra un elettrodo e l'altro. Si consiglia l'impiego di elettrodo con la minor superficie di contatto, come indicato alla sezione 4.3, in questo modo si aumenta la *selettività*;**
5. **Attendere qualche minuto (~ 3 min) per fornire agli elettrodi il tempo necessario di adattarsi alle condizioni di impedenza del corpo. Nel mentre riscaldare i muscoli interessati;**
6. **Connettere i sensori tramite cavi, senza andare a limitare la mobilità dei muscoli;**
7. **Iniziare con il monitoraggio del segnale controllando ogni traccia.**

Questa è una procedura importante in tutte le indagini EMG per controllare la validità e la qualità dei segnali, indipendentemente dal metodo di preparazione della pelle e dalla tecnica di applicazione degli elettrodi. Si elencano i passaggi fondamentali:

- * Validità del segnale
- * Test dell'impedenza
- * Ispezione qualità della base line
- * Analisi della distribuzione di frequenza
- * Presenza di artefatti

8. **Controllo della raffica EMG visualizzata**

5.1 Qualità della baseline

L'ispezione della linea di base del segnale raw EMG è un passo fondamentale che deve essere effettuato prima della valutazione del segnale vero e proprio. L'amplificatore deve captare un segnale non più grande di pochi mV, il quale è costantemente influenzato da artefatti o disturbi di vario genere. Questo porta alla necessità di una analisi più da vicino del segnale captato, ovvero sarà utile scendere nella scala dei valori del voltaggio fino ai microvolt per meglio distinguere il segnale. L'ispezione si concentra sui seguenti tre fattori principali: [2]

- Baseline noise:

Una registrazione completamente priva di rumore è impossibile: piccoli picchi di ampiezza o natura casuale possono essere visibili ma non dovrebbero superare i 10-15 mV. Il livello medio di rumore dovrebbe essere situato tra 1-3,5 mV. Un test di distribuzione della frequenza è un ottimo metodo per controllare la qualità della linea di base.

- Baseline offset:

La maggior parte degli amplificatori lavora con una correzione automatica dell'offset. Tuttavia, è possibile che la linea di base EMG sia spostata lontano dalla vera linea dello zero. Se non viene identificato e corretto, tutti i calcoli basati sull'ampiezza non sono validi per quella registrazione.

- Baseline shifts:

La linea di base prima/dopo le contrazioni deve rimanere costantemente sulla linea dello zero.

5.2 Dati raccolti

Lo scopo dell'esperimento è definire delle *Classi di forza*, riproducendo un task utile all'attivazione muscolare. Durante questo studio ci si concentrerà sulla raccolta di segnali provenienti dai muscoli degli arti superiori, e in particolare di:

- Bicipite brachiale;
- Tricipite brachiale;
- Flessore ulnare del carpo

Il task si compone di **2 fasi principali**:

- Esecuzione (2 sec circa);
- Riposo (5 sec circa)

Ripetuta per 3 volte in una finestra di analisi temporale di circa 20 sec. (Temperatura dell'ambiente ~ 22 °C e una temperatura corporea ~ 36.7 °C)

5.2.1 Interfaccia grafica:

Di seguito viene presentato il layout utilizzato, tramite linguaggio di programmazione *Processing*, per la visualizzazione dei segnali elettromiografici acquisiti.

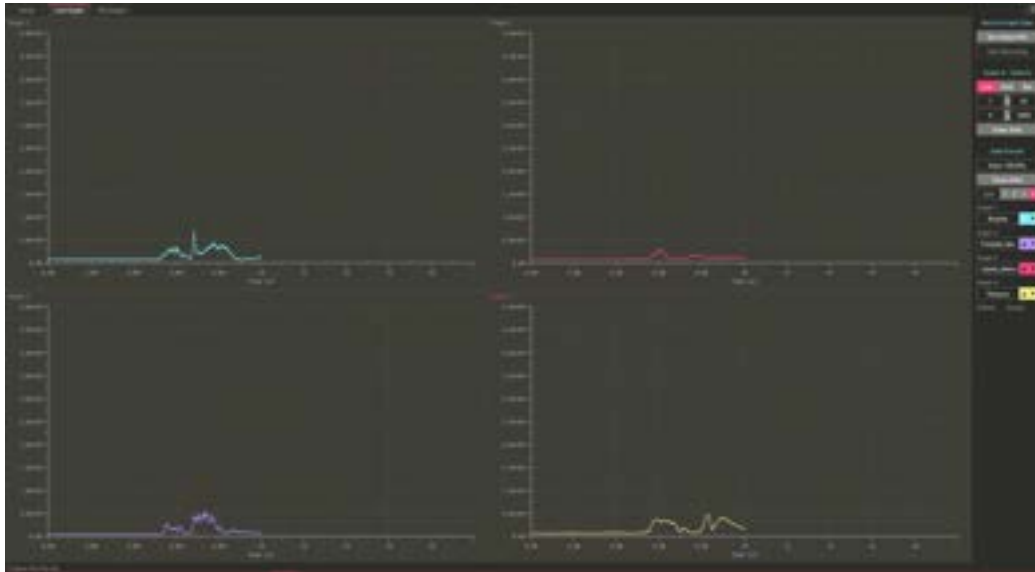


Figura 5.3: Interfaccia grafica

Dalla Figura 5.3 si possono distinguere 4 grafici, ognuno rappresentativo del singolo segnale EMG a cui fa riferimento. Partendo da quello in alto a sinistra (azzurro) per il bicipite e proseguendo in senso antiorario, con il tricipite laterale, flessore e per ultimo sempre il tricipite ma posteriore.

Secondo questa interfaccia è possibile attingere a particolari opzioni tra cui la scelta della scala applicata per gli assi (nelle ascisse si hanno i tempi), la visualizzazione dei segnali su uno o più grafici, modifica del nome dell'input e molto altro.

5.2.2 Grafici test:

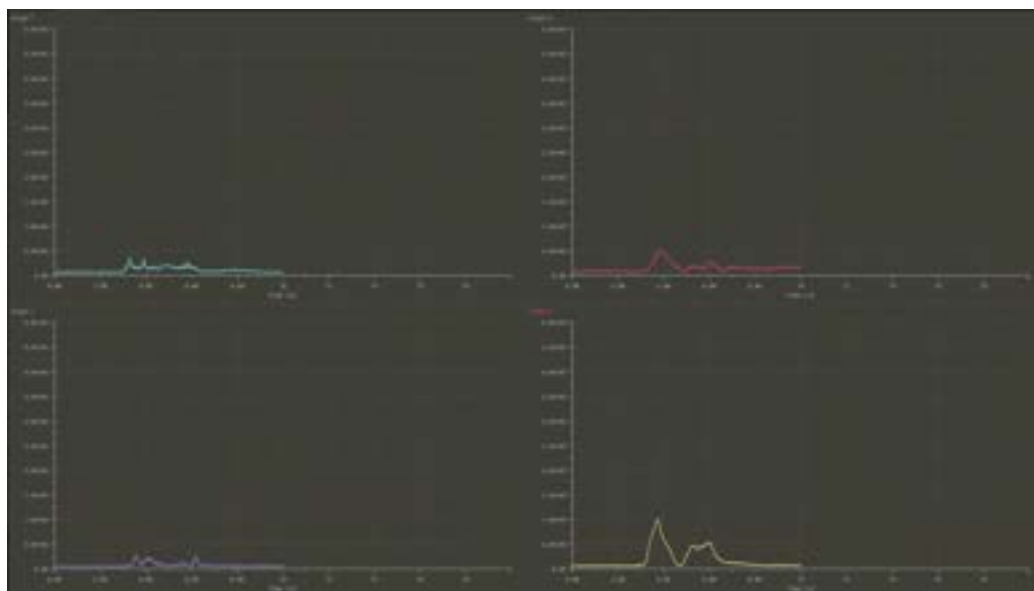


Figura 5.4: Test a vuoto

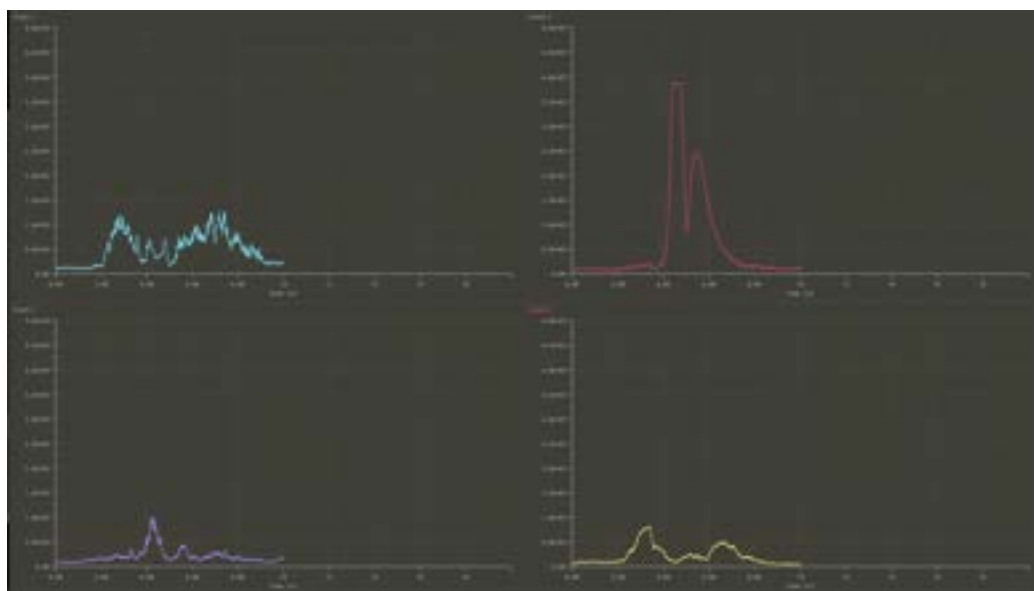


Figura 5.5: Test con 4Kg

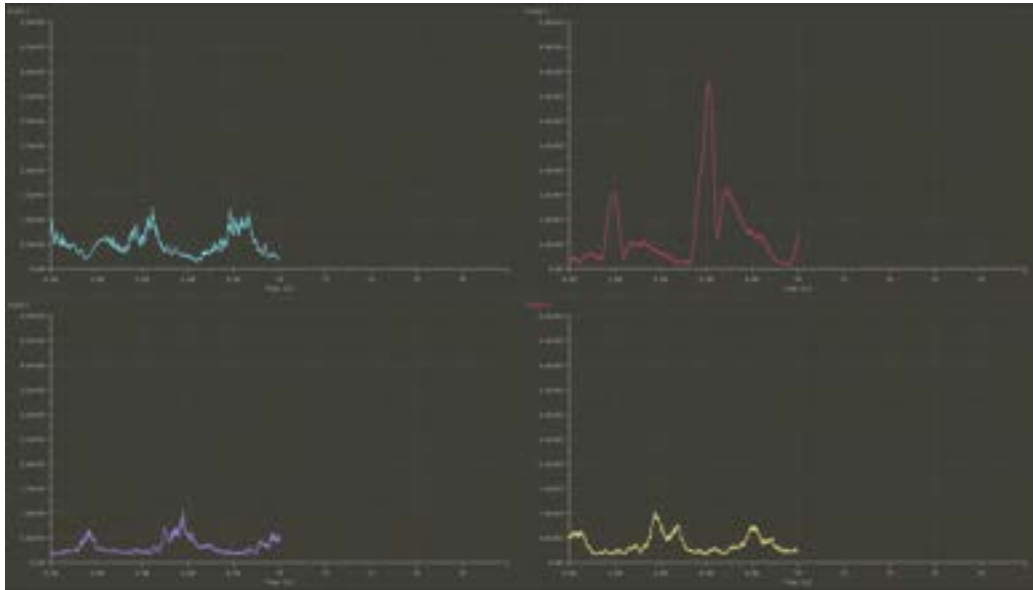


Figura 5.6: Test con 6Kg

Dalle Figure 5.4, 5.5 e 5.6 è possibile analizzare a prima vista alcune proprietà, come il fatto che per ogni sequenza del task si ha la presenza di più contrazioni muscolari di tipo **concentriche**¹ ed **eccentriche**², le quali a loro volta non saranno svolte sempre e solo dal muscolo preso in considerazione.

Per esempio, per quanto riguarda il bicipite brachiale, l'azione di frenata (eccentrica, discesa del peso) non è svolta primariamente dal bicipite ma da altri muscoli flessori.

Soffermendosi invece sulle ampiezze raggiunte dai segnali, durante i tre test, è possibile notare come **non sembra esserci una netta e chiara correlazione tra il segnale elettromiografico e la forza applicata**, anche se le spiegazioni sono numerose e le variabili in gioco altrettante, prima fra tutte il fatto che durante l'esecuzione del task ci sia l'attivazione di un muscolo come il flessore ulnare del carpo,

¹**Contrazione concentrica:** durante una tensione il muscolo si accorcia

²**Contrazione eccentrica:** durante una tensione il muscolo si allunga

il quale non dovrebbe intervenire idealmente parlando. Questo porta alla conclusione del fatto che è molto difficile, se non impossibile, isolare completamente un muscolo o un gruppo muscolare per analizzarne l'attività elettromiografica (problema del cross talk).

Capitolo 6

Conclusione

E' dunque possibile stimare la forza dall'sEMG?

Nei casi di contrazioni concentriche o eccentriche, le relazioni descritte tra sEMG e forza sono piuttosto controverse. In letteratura la maggioranza degli studi hanno focalizzato la loro attenzione sui casi isometriche, pochi studi hanno cercato di spiegare la relazione durante movimenti non vincolati, ed in generale le relazioni identificate son sempre di tipo non lineare.

Dunque la risposta a tale domanda, nonostante diverse pubblicazioni sull'argomento, rimane generalmente senza risposta. La forza muscolare, in generale, non può essere stimata dal sEMG perchè tale *torque* è prodotta da diversi muscoli attivi sull'articolazione e il segnale è acquisito solo da alcuni di essi, dunque in un task in cui dovrebbero entrare in gioco solo un particolare gruppo di muscoli si rischia, prima di tutto, di captare un segnale sEMG che non tiene conto di tutte le fibre muscolari che entrano in gioco, poichè non si dispone di un numero sufficiente di elettrodi oppure perchè ci sono muscoli insondabili.

In secondo luogo vi sarà quasi sicuramente l'attivazione di elementi che non necessariamente sono utili a quello specifico task.

6.1 Applicazioni

Di seguito si rappresentano alcune delle applicazioni più rilevanti dal punto di vista didattico e tra i più interessanti dal punto di vista clinico:

- Biofeedback e monitoraggio del recupero in riabilitazione;
- Osservazione delle differenze di attivazione di singoli muscoli durante attività giornaliere, dal camminare allo scrivere a tastiera;
- Prevenzione e sport;
- Controllo di arti artificiali;
- Telemanipolazione di robot;
- Dispositivi wireless multicanali;
- Sistemi di realtà aumentata virtuale (VR) per poter visualizzare valori in tempo reale.

Bibliografia

- [1] G.Pascucci, "L'elettromiografia, principio di funzionamento e applicazioni in ambito sportivo, Bologna, 2015-2016
- [2] P. Konrad, "The abc of emg", Pract. Introd. Kinesiol. Electromyogr., vol. 1, 2006.
- [3] L. Bellini, A. Roselli, "Sviluppo di un sistema di acquisizione di segnali elettromiografici a basso costo per il controllo del moto", 2015-2016
- [4] Prof. M. Bracale, "Elettromiografia", *Appunti del corso di elettronica biomedica*, Napoli, 2002
- [5] Advancer Technologies, SparkFun Eletronics, "MyoWare™Muscle Sensor (AT-04-001)", *Datasheet*, 2015
- [6] S. A. Lopez, "Design and construction of an emg multichannel acquisition system prototype", Degree in Mechatronicg Engineering, Politecnico di Torino, 2012
- [7] M. Calenda, "Acquisizione Filtraggio e Interpretazione di segnali mioelettrici per il controllo di protesi meccaniche", Corso di laurea in ingegneria dell'informazione, Università degli studi di Padova, 2012-2013

- [8] Sito ufficiale Arduino, <https://store.arduino.cc/products/arduino-due?queryID=undefined>
- [9] Datasheet Atmel | SMART ARM-based MCU, 2015
- [10] M.Bertocco, A. Sona, "Introduzione alle misure elettroniche", 2010
- [11] Sito Edutecnica, <http://www.edutecnica.it/elettronica/adc/adc.htm>
- [12] Prof. Landini, Prof. Tognetti, "Elettromiografia (EMG)", 2018-2019