



UNIVERSITA' POLITECNICA DELLE MARCHE

FACOLTA' DI INGEGNERIA

Corso di Laurea triennale in Ingegneria Biomedica

**FILTRAGGIO TEMPO-FREQUENZA DEL SEGNALE ELETTROMIOGRAFICO
DURANTE IL CAMMINO**

TIME-FREQUENCY FILTERING OF EMG SIGNAL DURING WALKING

Relatore:

Prof. **SANDRO FIORETTI**

Correlatore:

Prof. **FRANCESCO DI NARDO**

Tesi di Laurea di:

TAMARA LUNGHI

A.A. 2019 / 2020

INDICE

INTRODUZIONE	6
1. ANATOMIA E FISIOLOGIA MUSCOLARE	8
1.1 Struttura del muscolo scheletrico.....	8
1.2 Eccitazione e contrazione del muscolo.....	10
1.3 Innervazione dei muscoli.....	13
1.4 I muscoli della gamba.....	14
1.4.1 Tibiale Anteriore.....	15
1.4.2 Gastrocnemio Laterale.....	16
2. ELETTROMIOGRAFIA DI SUPERFICIE	18
2.1 Elettromiografia di superficie.....	18
2.2 STEP32.....	18
2.2.1 Unità paziente.....	19
2.2.2 Scheda PCI.....	20
2.2.3 Sensori.....	21
3. GAIT ANALYSIS	24
3.1 Fasi del passo.....	25
3.1.1 Accettazione del carico.....	26
3.1.1.1 Contatto iniziale.....	26
3.1.1.2 Risposta al carico.....	26
3.1.2 Appoggio singolo.....	26
3.1.2.1 Appoggio intermedio.....	27
3.1.2.2 Appoggio terminale.....	27

3.1.3 Avanzamento dell'arto.....	27
3.1.3.1 Preoscillazione.....	28
3.3.3.2 Oscillazione iniziale.....	28
3.3.3.3 Oscillazione intermedia.....	28
3.3.3.4 Oscillazione terminale.....	28
3.2 Controllo muscolare durante il ciclo del passo.....	28
4. ANALISI WAVELET.....	31
4.1 Trasformata Wavelet.....	32
4.2 Wavelet Denoising.....	34
4.3 Decomposizione Wavelet multilivello.....	35
5. MATERIALI E METODI.....	36
5.1 Soggetti.....	36
5.2 Acquisizione del segnale.....	36
5.3 Elettrodi.....	37
5.4 Protocollo SENIAM.....	38
5.4.1 Elettrodi per il muscolo Tibiale Anteriore.....	38
5.4.2 Elettrodi per il muscolo Gastrocnemio Laterale.....	39
5.5 Processing dei dati.....	39
5.5.1 Calcolo dell'SNR.....	40
5.5.2 Wavelet Denoising.....	41
5.5.3 Decomposizione Wavelet multilivello.....	42
5.5.4 Algoritmo di On-Off.....	43
6. RISULTATI.....	45

7. DISCUSSIONE E CONCLUSIONI.....66

8. BIBLIOGRAFIA.....68

INTRODUZIONE

L'elettromiografia di superficie (surface electromyography, sEMG) è una procedura non invasiva per la registrazione, l'individuazione e l'interpretazione dell'attività elettrica dei muscoli a riposo e durante compiti motori dinamici. L'analisi del segnale sEMG può essere utile in vari ambiti e per varie applicazioni, quali diagnosi di patologie del sistema neuromotorio, studio del sistema neuromuscolare psicomotorio, sport agonistico e riabilitazione [1-3]. Ciononostante, la misura del segnale sEMG può essere affetta da rumore dovuto agli elettrodi e alla loro aderenza allo strato epidermico, al cablaggio, agli amplificatori e più in generale all'hardware del sistema di acquisizione, ma anche all'impedenza della pelle e all'attività indesiderata di muscoli adiacenti (crosstalk) [4-5]. Tecniche di filtraggio in frequenza come filtri passa-basso, passa-alto e passa banda sono tipicamente utilizzati per ridurre interferenze e rumore convenzionale, ma non sono in grado di rimuovere il cosiddetto rumore casuale (random noise). Inoltre, insieme al segnale, questi approcci tendono a filtrare anche parte del contenuto informativo del segnale stesso.

Per tentare di risolvere questo problema, recentemente sono state introdotte nuove tecniche in tempo frequenza, come ad esempio la trasformata wavelet [6-7]. In particolare, i vari pacchetti applicativi di software commerciali, come per esempio il software MATLAB®, prevedono la possibilità di impostare un filtraggio predefinito e fissato, noto come wavelet denoising, con cui "pulire" il segnale sEMG [8]. Questo approccio è risultato molto utile per una soluzione immediata e diretta del problema, ma, a causa della scarsa possibilità di modificare i parametri di filtraggio, ha evidenziato dei limiti nel caso in cui si volesse una gestione più duttile e raffinata del filtraggio, che può risultare molto più adatto a condizioni dinamiche e di alta variabilità, come quelle del cammino umano.

L'obiettivo del presente lavoro di tesi è quello di proporre una nuova tecnica di filtraggio, basata sull'analisi dei segnali elettromiografici di superficie attraverso la trasformata wavelet. L'idea consiste nel decomporre il segnale sEMG attraverso alcuni parametri in frequenza tipici della trasformata wavelet (dettagli e approssimazioni) e ricostruire il segnale includendo solo quei parametri che presentino un rapporto segnale/rumore (signal-to-noise ratio, SNR) che vada a migliorare l'SNR del segnale sEMG originale. La qualità del risultato ottenuto è stata valutata attraverso il confronto diretto sugli stessi dati con il filtraggio fornito dal wavelet denoising in

termini di SNR. Per ulteriore verifica della bontà del metodo proposto, è stato applicato un algoritmo di ON-OFF ai segnali filtrati con l'approccio presentato, al fine di valutare se la tecnica di filtraggio introdotta nel presente studio fosse in grado di dare un contributo per affinare la stima degli istanti di attivazione muscolare durante il cammino.

1- ANATOMIA E FISIOLOGIA MUSCOLARE

1.1 Struttura del muscolo scheletrico

Il muscolo è un organo formato da tessuto muscolare sfruttato per la contrazione. Esso trasmette la sua potenza alle ossa per mezzo dei tendini, delle strutture fibrose molto resistenti e leggermente elastiche che sono saldamente fissate alle regioni muscolari adiacenti. Il tessuto muscolare, grazie alla sua contrazione, trasforma l'energia chimica in energia meccanica che viene accumulata dall'organismo umano. Nell'uomo si identificano tre tipi di tessuto muscolare: striato scheletrico, striato cardiaco e liscio. Questa suddivisione si basa sulle caratteristiche anatomiche e funzionali tipiche di ogni gruppo. [9] In questo studio è stata presa in considerazione la muscolatura scheletrica, la quale costituisce i muscoli dell'apparato locomotore. La funzione principale di questo tipo di tessuto consiste nel produrre i movimenti del corpo e mantenere la postura.

L'elemento cellulare che costituisce il tessuto muscolare è la fibra muscolare, una lunga cellula a forma cilindrica. Se tagliate trasversalmente, le fibre rivelano di non essere isolate le une dalle altre, al contrario, risultano raggruppate a formare dei fascetti avvolti nel tessuto connettivo.

Le fibre muscolari, inoltre, posseggono un abbondante reticolo sarcoplasmatico, ricco di ioni Ca^{2+} e di proteine contrattili, le quali, organizzate in miofilamenti, costituiscono a loro volta dei fasci chiamati miofibrille. La singola fibra è circondata da sottile strato di tessuto connettivo fibrillare lasso chiamata endomisio. I fascetti, a loro volta, sono avvolti da una membrana di connettivo, il perimisio; infine l'intero muscolo, costituito dai vari fascetti, è ricoperto da una lamina connettivale esterna più densa detta epimisio (Figura 1.1).

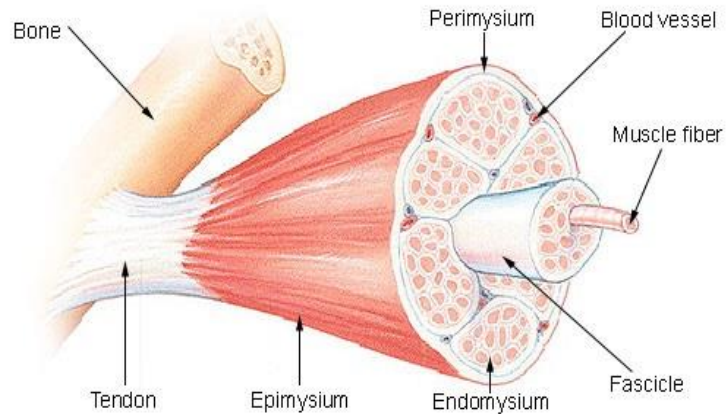


Figura 1.1.- Struttura del muscolo

Osservando le fibre al microscopio, si può notare un'alternanza di bande chiare e scure. In particolare, le miofibrille presentano una ben definita organizzazione interna, caratterizzata dall'alternarsi regolare di bande chiare e scure; al centro di ogni banda chiara (chiamata banda I) c'è una sottile striscia scura (linea Z), mentre al centro di ogni banda scura (banda A) c'è una linea chiara (linea H) con un'ulteriore striscia scura al centro (linea M). In questo modo, è possibile dividere la fibra muscolare in elementi consecutivi chiamati sarcomeri, ognuno definito dalla regione tra due linee Z (Figura 1.2).

Il sarcomero è la singola unità funzionale della miofibrilla, e quindi, del muscolo scheletrico. In altre parole, esso è la più piccola unità del muscolo in grado di contrarsi.

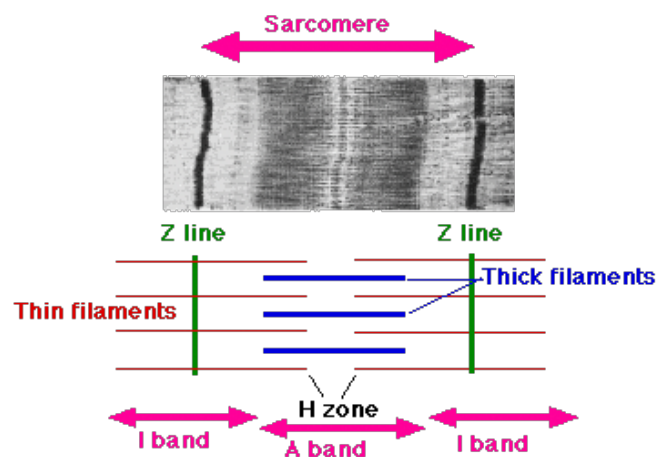


Figura 1.2- Struttura del sarcomero

Ogni miofibrilla è formata da quattro filamenti: due sottili e due spessi. I primi sono composti prevalentemente dalla proteina actina e sono uniti a livello della linea Z mediante ponti trasversali, mentre i due filamenti spessi sono formati da molecole di miosina che occupano la banda A e la banda H. In particolare, il colore scuro della banda A è dovuto alla sovrapposizione dei due tipi di filamenti.

La contrazione del muscolo scheletrico avviene grazie all'azione di quattro proteine contrattili: le già citate miosina ed actina, la tropomiosina e la troponina. La miosina è la più abbondante ed è costituita da una testa globulare e una coda filamentosa. Le teste globulari sono deputate all'attività ATPasica e sporgono dal filamento stesso. Le molecole di actina, globulari, sono disposte a formare due gruppi di sei filamenti a elica che si affacciano su un sito che interagisce con la testa della miosina. La tropomiosina, invece, è formata da due catene avvolte a spirale che si inseriscono nell'actina, mentre la troponina è costituita da tre subunità globulari ed è legata a intervalli regolari alla tropomiosina (Figura 1.3). [9]

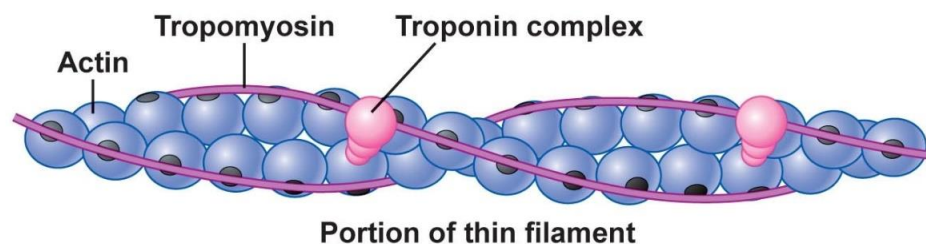


Figura 1.3- Struttura del filamento

1.2 Eccitazione e contrazione del muscolo

La contrazione muscolare si verifica quando l'impulso nervoso arriva alle fibre del muscolo striato. In particolare, l'impulso nervoso, originatosi da un nervo motore e trasportato dai motoneuroni, raggiunge una terminazione nervosa, chiamata placca motrice (o giunzione neuromuscolare) e si propaga all'interno della fibra muscolare grazie al sistema di membrane tubulari. Ogni molecola di miosina ha due siti di aggancio, uno per la molecola di ATP e uno per l'actina. La sua attività

ATPasica le permette di idrolizzare l'ATP in ADP + fosfato inorganico e di usare l'energia così sviluppata per generare il movimento. Tutto ciò avviene seguendo un particolare ciclo di eventi molecolari:

1) Avvicinamento della testa di miosina all'actina.

L'enzima ATPasi sulla testa di miosina idrolizza l'ATP in ADP e fosforo inorganico (Pi) e rilascia energia libera. Parte di questa energia viene assorbita dalla testa di miosina che si avvicina all'actina mentre ADP e Pi rimangono legati al sito di legame dell'enzima. In questa situazione la miosina ha un'alta affinità con l'actina ma quest'ultima è inibita dal complesso proteico di tropomiosina e troponina. Il ciclo quindi si ferma finché un potenziale di azione non arriva alla fibra.

Il potenziale d'azione e la conseguente depolarizzazione del sarcolemma provoca il rilascio di ioni Ca^{2+} dalle cisterne del reticolo sarcoplasmatico.

2) Legame actina-miosina

Questi ioni, legandosi alla troponina, cambiano la conformazione molecolare di questa molecola, permettendo alla miosina di legarsi con l'actina con un angolo di 90° . Si ha così la formazione del cosiddetto ponte actomiosinico.

3) Colpo di forza

A questo punto viene rilasciato il fosfato inorganico e questo induce il cosiddetto "colpo di forza", ossia l'estensione del collo della miosina con lo sviluppo di forza. In questo modo il filamento di actina viene spinto verso il centro del sarcomero, ovvero verso la linea M.

4) Stato di Rigor

Al termine del colpo di forza l'ADP viene rilasciato, lasciando libero il sito di attacco per l'ATP. La testa di miosina, pur tornando a uno stato di bassa energia, rimane legata all'actina, incapace di staccarsi, in uno stato che viene denominato Rigor. Il complesso actina-miosina rimane tale sino a che una nuova molecola di ATP si lega al sito di legame permettendo la rottura del ponte trasversale e dando inizio a un nuovo ciclo (Figura 1.4). [11]

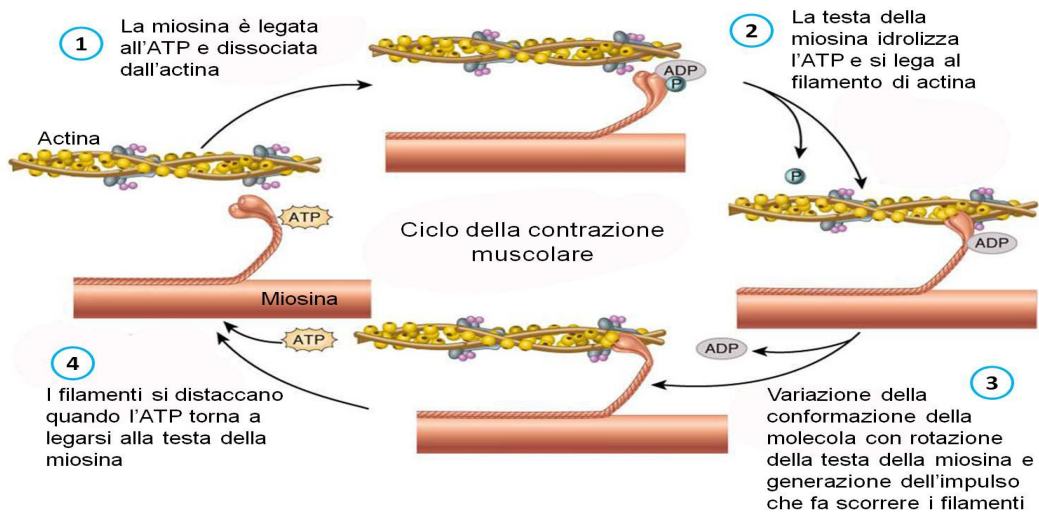


Figura 1.4- Ciclo della contrazione muscolare

Dal punto di vista delle bande del sarcomero, durante la contrazione la banda A mantiene la sua lunghezza relativamente costante, mentre la banda I e la banda H si accorciano. Questo fa sì che le linee Z si avvicinino, per cui il sarcomero si restringe (Figura 1.5).

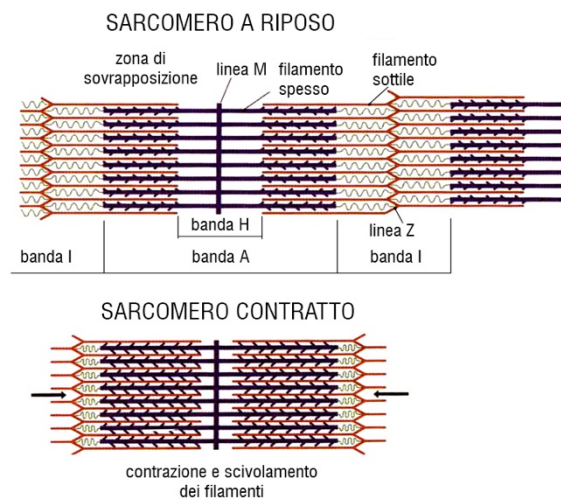


Figura 1.5- Paragone tra sarcomero a riposo e sarcomero contratto

1.3 Innervazione dei muscoli

La contrazione delle fibre muscolari è il risultato di una stimolazione nervosa che si propaga lungo un motoneurone alfa finchè non raggiunge la placca motrice. Il corpo cellulare del motoneurone è situato nel corno ventrale della sostanza grigia del midollo spinale. Più fibre muscolari, accomunate da simili caratteristiche anatomiche e fisiologiche, sono innervate da un singolo motoneurone. Ognuna di queste fibre riceve afferenze da un solo motoneurone. Inoltre, il numero di fibre controllate dal motoneurone è inversamente proporzionale al grado di finezza e precisione del movimento richiesto al muscolo che le contiene. Il complesso costituito dal motoneurone alfa spinale, dalla sua fibra efferente (che esce e si dirige verso la periferia trasmettendo l'impulso) e dalle fibre muscolari controllate, dà luogo alla più piccola unità neurofunzionale del muscolo, chiamata unità neuromotoria. Questa rappresenta la più piccola entità funzionale del muscolo che può essere controllata dal sistema nervoso (Figura 1.6).

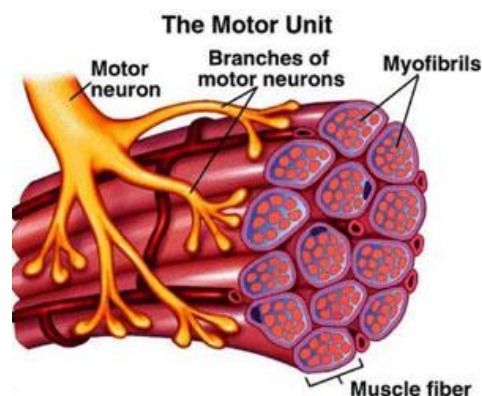


Figura 1.6- Unità motoria

E' interessante notare che le fibre nervose di un'unità motoria non sono tutte dirette a fibre vicine. Infatti, fibre muscolari appartenenti ad una determinata unità motoria sono frammiste a fibre di altre unità motorie. Questa particolare disposizione permette una più ampia distribuzione spaziale della forza generata dalle unità motorie e una minore tensione tra i fasci di fibre.

Le unità motorie, inoltre, non sono tutte uguali. Esse sono state classificate in tre categorie, sulla base delle loro caratteristiche biochimiche-metaboliche:

- 1) lente di tipo I (o S da "slow" o SO da "Slow Glycolitic")
- 2) veloci di tipo IIB (o FF da "Fast Fatiguing" o FG "Fast Glycolitic")
- 3) intermedie di tipo IIa (o FR da "fast fatigue resistant" o FOG "Fast Oxidative Glycolitic")

Ogni muscolo contiene tutti e tre i tipi di unità motorie in quantità differenti, in relazione alla sua funzione, sebbene in generale le più numerose siano le lente che sfruttano il maggior contributo metabolico. In ogni unità motoria c'è una correlazione tra le proprietà delle fibre muscolari e il motoneurone che le innerva: grandi fibre muscolari afferiscono motoneuroni con un grande assone e un grande soma.

Inoltre, è noto che la velocità di conduzione dell'assone è direttamente proporzionale al suo diametro: questo spiega perché un motoneurone più grande abbia una velocità di contrazione maggiore nel muscolo. L'attivazione delle unità motorie in relazione al carico di lavoro deputato al muscolo è controllata da una gigantesca cella piramidale della corteccia precentrale ed avviene in relazione al principio della taglia: le prime unità motorie ad essere reclutate sono quelle con un piccolo motoneurone cellulare, (ovvero le unità lente), in seguito vengono reclutate le unità non sensibili alla fatica ed infine quelle sensibili alla fatica. Questo principio è direttamente correlato alla relazione che c'è tra la dimensione del corpo cellulare e la soglia dell'attivazione sinaptica: più piccolo è il corpo del motoneurone, minore è il valore di soglia che bisogna raggiungere per generare il potenziale d'azione. A mano a mano che l'ampiezza degli impulsi nervosi aumenta, neuroni sempre più grandi vengono reclutati: in questo modo l'uomo può dosare la forza dei suoi muscoli rispetto all'azione che deve eseguire. [9]

1.4 I muscoli della gamba

La gamba è il tratto di arto inferiore compreso tra ginocchio e collo del piede (caviglia). [10] Sia al confine tra ginocchio e gamba, che al confine tra gamba e caviglia, vi è un'articolazione: la prima è l'articolazione del ginocchio, mentre la seconda è l'articolazione della caviglia (articolazione tibiotarsica). I muscoli della gamba sono i muscoli con sede totale o parziale nel compartimento scheletrico compreso tra la coscia ed il piede e che include le ossa tibia e perone. Questi muscoli, in numero di 13, possono essere suddivisi, in base alla loro posizione, in 3 gruppi:

- 1) gruppo anteriore;
- 2) gruppo laterale;

3) gruppo posteriore.

Nel primo gruppo vi sono il muscolo tibiale anteriore, l'estensore lungo delle dita, l'estensore lungo dell'alluce e il peroniero anteriore (o peroniero terzo), che è però di incostante presenza essendo a volte fuso con l'estensore comune delle dita; il secondo gruppo è caratterizzato dal muscolo peroniero lungo e il peroniero breve, mentre nel terzo gruppo vi sono il muscolo gastrocnemio, il soleo (il quale insieme al gastrocnemio costituisce il cosiddetto "tricipite surale"), il plantare, il muscolo popliteo, il tibiale posteriore, il flessore lungo delle dita ed il flessore lungo dell'alluce. Questi 13 muscoli possono essere suddivisi anche in base alla loro funzione, per cui si hanno:

- 1) muscoli flessori (in numero di sei);
- 2) muscoli estensori (in numero di due);
- 3) muscoli adduttori (in numero di due);
- 4) muscoli abduttori (in numero di tre).

I muscoli nella gamba contribuiscono quindi a movimenti fondamentali per la locomozione. In particolare, essi concorrono a: plantarflessione, dorsiflessione, estensione della gamba e delle dita dei piedi, flessione della gamba e delle dita dei piedi, eversione del piede ed inversione dello stesso.

Di seguito sono descritti i muscoli presi in considerazione in questo studio, appartenenti alla gamba distale, che sono in genere coinvolti nel movimento del complesso caviglia-piede, agendo da flessori dorsali o plantari.

1.4.1 Tibiale anteriore

Il muscolo tibiale anteriore (Figura 1.7) appartiene al gruppo anteriore. Esso si trova in opposizione al Gastrocnemio ed è responsabile della dorsiflessione, adduzione e rotazione del piede, realizzando un movimento complesso detto globalmente intrarotazione del piede (supinazione). Il muscolo origina dal condilo laterale e dalla faccia laterale della tibia. Nella parte inferiore della gamba dà origine a un tendine che passa medialmente, tenuto aderente al piano osseo mediante il retinacolo dei muscoli estensori, raggiunge il margine mediale del piede e decorre sulla regione

plantare, andando a inserirsi in corrispondenza del 1° osso cuneiforme e alla base del 1° osso metatarsale.



Figura 1.7- Tibiale Anteriore

1.4.2 Gastrocnemio laterale

Il muscolo gastrocnemio (Figura 1.7) è il muscolo più superficiale situato nella parte posteriore della gamba e si compone di due capi, uno laterale e uno mediale, detti anche, separatamente, muscoli gemelli. Ogni capo origina dalla parte superiore dell'epicondilo femorale corrispondente e dalla parte adiacente della capsula articolare del ginocchio, a cui sono connessi tramite un robusto tendine. Insieme al tendine del soleo formano il tendine di Achille, che si estende fino a una prominente ossea del calcagno. Il gruppo formato dai muscoli gemelli e dal soleo costituisce il gruppo funzionale noto come Tricipite Surale. Quest'ultimo ha la particolarità di essere molto grande e di possedere un braccio di leva uguale alla lunghezza del calcagno, cosa che rende il gastrocnemio e il soleo i maggiori responsabili della plantarflexione del piede. Inoltre, con la sua contrazione, può elevare il tallone durante il cammino.

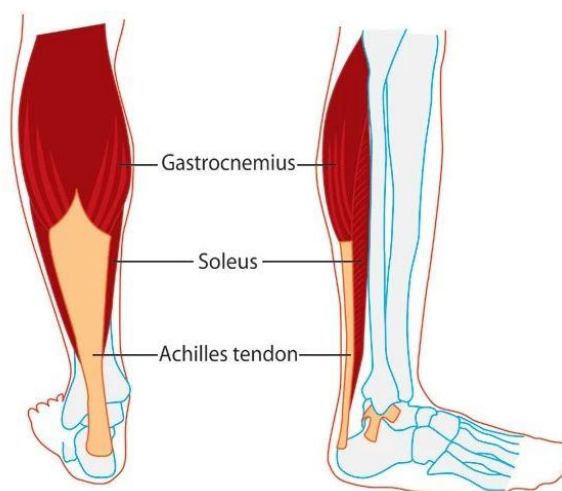


Figura 1.7- Gastrocnemio Laterale

2- ELETTROMIOGRAFIA DI SUPERFICIE

2.1 Elettromiografia di superficie

L'elettromiografia di superficie è lo studio del funzionamento dei muscoli attraverso l'analisi non invasiva dei segnali elettrici generati durante sia durante le contrazioni muscolari, che a riposo, mediante l'utilizzo di uno o più elettrodi posizionati sulla cute sovrastante il muscolo. La registrazione può avvenire anche manualmente utilizzando un dispositivo portatile, che viene applicato sulla pelle in differenti zone. L'attività elettrica viene poi stimata tramite un'analisi al computer dello spettro in frequenza, dell'ampiezza, o dello scarto quadratico medio del potenziale d'azione elettrico. L'elettromiografia di superficie viene utilizzata anche in molti altri campi, ad esempio per diagnosticare disturbi neuromuscolari (Figura 2.1). [11]

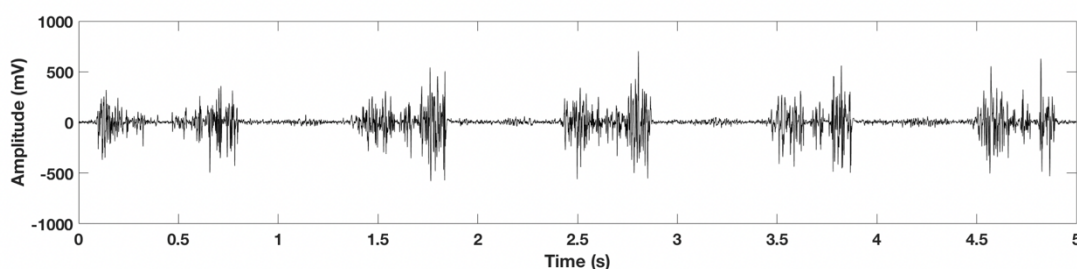


Figura 2.1 – Esempio di EMG

2.2 STEP32

I segnali EMG sono stati acquisiti e processati con un sistema di registrazione multi-canale per l'analisi statistica del passo: lo STEP32 realizzato da DemItalia s.r.l.. STEP32 è un sistema elettromedicale per l'analisi statistica del cammino, che consente di acquisire simultaneamente sino a 32 segnali, 16 provenienti da sensori posizionati sul paziente ed altri 16 provenienti da dispositivi differenti, quali ad esempio pedane di forza.

Il sistema si basa su un pacchetto software specificamente studiato per l'analisi statistica del cammino. Grazie ai suoi algoritmi di elaborazione, STEP 32 consente di analizzare in modo del tutto automatico centinaia di passi, permettendo di valutare le reali capacità motorie del paziente e fornendo risultati affidabili e ripetibili.

Il sistema è composto da:

- una workstation basata su un PC P4 con sistema operativo Windows XP;
- una scheda proprietaria da inserire nella slot PCI del PC;
- l'unità del paziente generalmente applicata alla cinta del soggetto sotto esame;
- un cavo di connessione lungo 12 metri che connette la scheda PCI all'unità paziente
- una gamma di sensori di diversi tipi (basografici, goniometrici, accelerometri, elettromiografici e altri) che devono essere connessi all'unità paziente (in base alle esigenze) dall'applicazione STEP 32-DV.

Con questo sistema, è possibile registrare l'esame con una videocamera digitale standard (DV) connessa alla porta Fire wire. Il video, in formato AVI, è sincronizzato ai segnali registrati dai sensori connessi all'unità paziente, perciò permette di analizzare la posizione occupata dalle parti di corpo di interesse, a diverse velocità, fino alla visione del video e dei segnali in modalità slow motion. [12]

2.2.1 Unità paziente

L'unità paziente è caratterizzata da peso e dimensioni contenute (Figura 2.2) e ogni canale di input può essere connesso a qualsiasi sensore. L'unità paziente riconosce autonomamente il tipo di sensore e si adatta al tipo di segnale da registrare. Inoltre, è possibile variare il valore di amplificazione a step discreti tramite software su 8 livelli (1, 2, 6, 10, 20, 30, 40, 50). L'unità non contiene batterie o accumulatori, bensì è alimentata da un cavo direttamente connesso al computer. I segnali sono campionati a una frequenza di 2kHz e poi convertiti da un convertitore A/D a 12 bit.



Figura 2.2- Unità paziente

2.2.2 scheda PCI

La scheda PCI è conforme alle dimensioni standard delle schede integrali e ha un'interfaccia PCI a 32-bit standard di 33 MHz (Figura 2.3). La scheda permette in primis di alimentare e impostare l'unità paziente; essa riceve i dati provenienti dai segnali acquisiti, assicurando l'isolamento del paziente e la sua sicurezza, rispetto ai requisiti corrispondenti ai dispositivi elettromedicali di tipo BF (IEC 601-1). La scheda PCI viene inserita nel computer e ammette la registrazione fino ad un massimo di 16 segnali dall'unità paziente, oltre che dei 16 segnali della stanza ad essi sincronizzati e i relativi video.

Così come per i 16 segnali analogici, la frequenza di campionamento può variare da 800 Hz fino a 10kHz per canale con una risoluzione di 14 bit. L'alimentazione d'ingresso, invece, può variare da $\pm 1.25V$ a $\pm 10V$ via software a scelta dell'operatore. Ci sono anche 8 linee d'ingresso e altrettante linee di output, e due linee di uscita analogiche connesse ad un convertitore A/D di 8 bit.

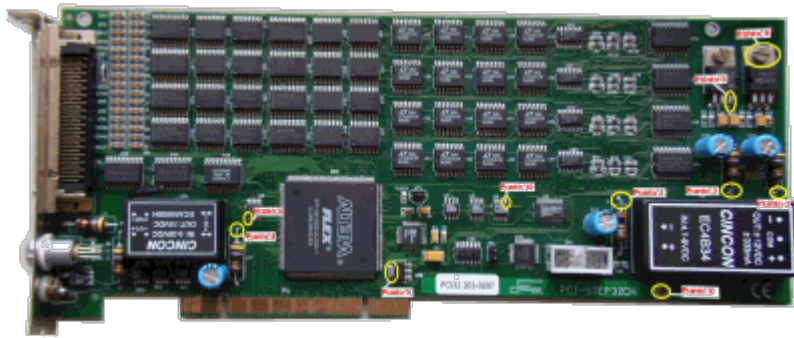


Figura 2.3-Card PCI

2.2.3 Sensori

STEP 32 dispone di una gamma di sensori molto ampia, in grado di soddisfare tutte le esigenze cliniche e di ricerca.

Sono disponibili:

- sensori basografici, che descrivono il contatto piede-suolo, ovvero la sequenza e la durata di ciascuna fase del passo, riferimento fondamentale per l'analisi del cammino. I tre interruttori basografici, posizionati sotto la pianta del piede, sono collegati all'unità paziente mediante un convertitore A/D a 3 bit ed occupano un solo canale di registrazione (Figura 2.4)

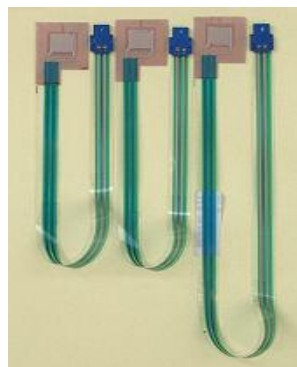


Figura 2.4-Sensori Basografici

- sensori goniometrici a parallelogramma articolato per la misura degli angoli articolari sui piani sagittale e frontale delle articolazioni quali caviglia, ginocchio ed anca. Vengono fissati alla cute con del nastro biadesivo e non richiedono l'allineamento del perno del potenziometro con il centro di rotazione articolare, dal momento che il parallelogramma è in grado di compensare la variabilità del posizionamento (Figura 2.5)

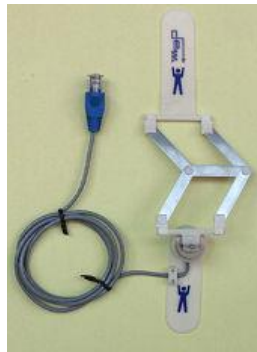


Figura 2.5- Sensori Goniometrici

- sonde EMG per il prelievo del segnale elettromiografico di superficie ed invasivo a bassissimo rumore. STEP 32 offre la più vasta gamma di sonde elettromiografiche: ben cinque differenti modelli in grado di soddisfare tutte le necessità cliniche e di ricerca (Figura 2.6).



Figura 2.6- sensori per sEMG

- accelerometri mono e bi-assiali. In particolare l'accelerometro biassiale consente di misurare l'accelerazione lungo due assi perpendicolari, utili per studi abbinati all'analisi del cammino, come ad esempio, lo studio del tremore.

- sonda elettrocardiografica a singola derivazione per l'eventuale monitoraggio della frequenza cardiaca durante il cammino del soggetto.

3- GAIT ANALYSIS

La gait analysis (in lingua italiana anche detta analisi dell'andatura) è lo studio sistematico della locomozione animale, in particolare lo studio del movimento umano, usando determinate strumentazioni per misurare i movimenti e la meccanica in riferimento al corpo nonché l'attività dei muscoli. Il cammino utilizza una sequenza ripetitiva di movimento degli arti al fine di far avanzare il corpo mantenendo contemporaneamente la stabilità dell'appoggio. Durante l'avanzamento del corpo, un arto funge da sostegno, mentre l'altro avanza fino al successivo appoggio; in seguito i due arti si scambiano di ruolo ed entrambi i piedi sono in contatto con il terreno durante il trasferimento del peso del corpo da un arto all'altro. Questa serie di eventi è ripetuta da ogni arto in modo alternato, fino al raggiungimento della destinazione. Una singola sequenza di queste funzioni di un arto è definita ciclo del passo ("gait cycle"). In genere, la descrizione del cammino si concentra su un solo ciclo del passo. [13]

Ogni ciclo è definito come l'intervallo che intercorre tra due successivi appoggi dello stesso piede al terreno. Poiché il momento del contatto con il suolo rappresenta l'evento più facile da definire, questo generalmente viene indicato come l'inizio del ciclo.

Ogni ciclo del passo è suddiviso in due periodi: appoggio e oscillazione. Questi periodi sono generalmente chiamati fasi del passo.

L'appoggio ("stance") indica l'intero periodo durante il quale il piede è in contatto con il terreno ed è suddiviso in tre intervalli, in base alla sequenza del contatto con il suolo da parte dei due piedi:

- 1) doppio appoggio iniziale, che costituisce l'inizio del ciclo del passo, e rappresenta il tempo in cui entrambi i piedi si trovano a contatto con il suolo dopo il contatto iniziale.
- 2) appoggio singolo, che ha inizio quando il piede opposto si distacca per l'oscillazione; in questa fase l'intero peso del corpo grava su quella estremità. È interessante notare che la durata di questa fase costituisce il migliore indice per valutare l'abilità di supporto dell'arto.

- 3) doppio appoggio terminale, che ha inizio con il contatto al suolo da parte dell'altro piede e continua finché l'arto che era in appoggio inizialmente si distacca per l'oscillazione. In questa fase il carico risulta notevolmente asimmetrico.

È importante ricordare che l'appoggio su un singolo arto equivale all'oscillazione dell'altro arto, dal momento che questi avvengono nello stesso momento.

3.1 Fasi del passo

Ciascun passo contiene otto schemi funzionali definiti tecnicamente come sottofasi, in relazione alle suddivisioni di base del ciclo del passo in appoggio e oscillazione (Figura 3.1). [13]

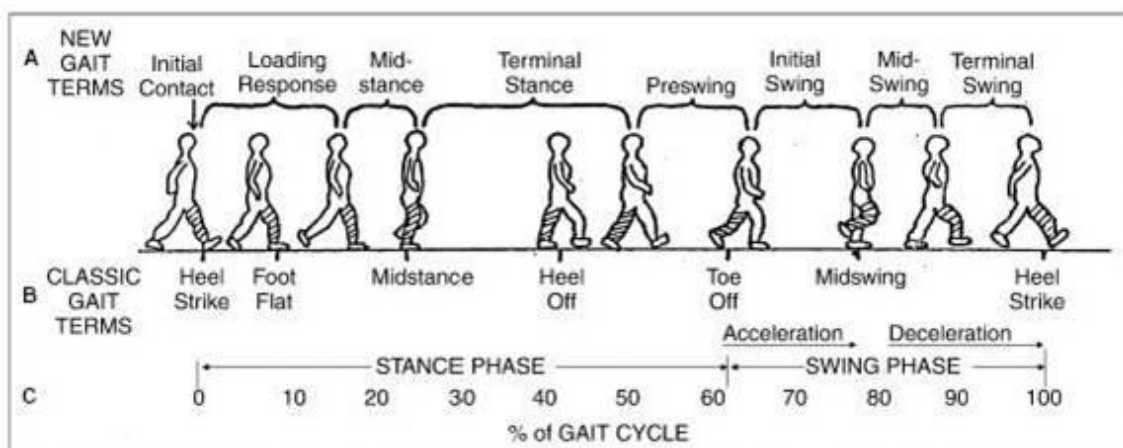


Figura 3.1 – Fasi del ciclo del passo

È importante ricordare che ogni sottofase ha un preciso obiettivo funzionale. Inoltre, la combinazione sequenziale delle fasi è in grado di far effettuare all'arto tre compiti di base:

- 1) l'accettazione del carico;
- 2) l'appoggio singolo;
- 3) l'avanzamento dell'arto.

3.1.1 Accettazione del carico

È il compito caratterizzato dalle più elevate richieste funzionali nell'ambito del ciclo del passo. Risultano necessari tre schemi funzionali: assorbimento dell'impatto, stabilità iniziale dell'arto e conservazione della progressione. Sono coinvolte due fasi del passo:

- contatto iniziale
- risposta al carico

3.1.1.1 Contatto iniziale

In questa fase il tallone entra in contatto con il suolo. Nell'anca viene indotto un momento flessorio, contrastato dalla contrazione concentrica dei muscoli ischiocrurali e del grande gluteo, mentre il ginocchio risulta esteso a causa della contrazione del quadricipite. A livello della caviglia viene, invece, indotto un momento plantarflexorio controllato dalla contrazione eccentrica del tibiale anteriore.

3.1.1.2 Risposta al carico

È il periodo iniziale di doppio appoggio. La fase inizia con il contatto iniziale al suolo e continua finché l'altro piede viene sollevato per l'oscillazione. [13] In questa fase i muscoli assorbono l'impatto con il suolo, garantiscono la stabilità sotto carico e conservano la progressione. Il rotolamento del calcagno consente la progressione dell'arto e determina la flessione del ginocchio, controllata dall'azione eccentrica del quadricipite. Nel frattempo si genera un momento adduttore all'anca, che viene contrastato dai muscoli abduttori, e si verifica un aumento della flessione plantare della caviglia di 10-15°. [14]

3.1.2 Appoggio singolo

Il distacco del piede controlaterale per l'oscillazione determina l'inizio dell'intervallo di appoggio singolo per l'arto in appoggio. Questo continua fino a quando il piede controlaterale prende contatto nuovamente con il terreno. Le fasi comprese nell'appoggio singolo sono:

- appoggio intermedio
- appoggio terminale

3.1.2.1 Appoggio intermedio

Comprende la prima metà dell'intervallo di appoggio singolo. Questo inizia quando il piede controlaterale è sollevato e continua finché il peso del corpo risulta allineato sull'avampiede.

La caviglia si dorsiflette, rimanendo bloccata in flessione dorsale di 5° grazie all'attivazione di soleo e gastronemio. L'anca e il ginocchio si estendono.

3.1.2.2 Appoggio terminale

Questa fase conclude l'appoggio singolo. Inizia con il sollevamento del tallone e continua finché l'altro piede appoggia al suolo. Durante questa fase il peso del corpo viene trasferito oltre l'avampiede. Il ginocchio continua ad estendersi, per poi flettersi leggermente, mentre la tibiotarsica è bloccata in flessione dorsale di circa 10°. L'anca continua ad estendersi.

3.1.3 Avanzamento dell'arto

La posizione preparatoria che soddisfa la prestazione dell'avanzamento comincia con l'appoggio.

Poi la gamba oscilla e, attraverso tre posizioni, si solleva, avanza e si prepara per il nuovo intervallo d'appoggio.

Le quattro fasi si sviluppano attraverso:

- preoscillazione
- oscillazione iniziale
- oscillazione intermedia
- oscillazione terminale

3.1.3.1 Preoscillazione

E' la fase terminale dell'intervallo di doppio appoggio del ciclo del passo. Si verifica un aumento della flessione plantare della caviglia, un'ampia flessione del ginocchio e una piccola estensione dell'anca. La gamba opposta sta assumendo il carico.

3.1.3.2 Oscillazione iniziale

Questa fase è circa un terzo del periodo d'oscillazione. Inizia con il piede che si alza dal suolo e termina con l'oscillazione del piede sull'altra gamba portante. Il piede è sollevato per la flessione dell'anca e l'aumento della flessione del ginocchio. La caviglia è solo parzialmente in dorsiflessione.

3.1.3.3 Oscillazione intermedia

L'avanzamento dell'arto anteriore porta il peso del corpo in avanti per la flessione dell'anca. Il ginocchio può estendersi come risposta alla gravità mentre la caviglia continua ad andare dalla dorsiflessione al neutro. [15]

3.1.3.4 Oscillazione terminale

Questa fase rappresenta la fase terminale dell'oscillazione. Il ginocchio è in estensione, mentre l'anca mantiene appena la flessione e la caviglia continua ad andare dalla dorsiflessione al neutro.

3.2 Controllo muscolare durante il ciclo del passo

Concentrandosi sulla gamba distale, bisogna sicuramente prendere in considerazione l'articolazione tibiotarsica, generalmente considerata come la sede di tutte le interazioni gamba-piede. Il termine tibiotarsica corrisponde all'articolazione tra la tibia e l'astragalo.

Per semplicità, quando ci si riferisce al movimento della tibiotarsica, si parla di flessione dorsale per indicare il movimento verso l'alto del piede e flessione plantare per il movimento del piede verso il basso.

Lo schema di attivazione dei muscoli della tibiotarsica è molto fasico: i flessori plantari (gastrocnemio e soleo) sono attivi durante la fase di appoggio, mentre, al contrario, i flessori dorsali (come il tibiale anteriore) risultano muscoli della fase di oscillazione. Un'eccezione a questa regola si verifica quando i muscoli flessori dorsali partecipano al controllo della velocità di flessione plantare della tibiotarsica, durante la fase di risposta al carico di appoggio. L'attività dei muscoli flessori dorsali comincia durante la preoscillazione. L'intensità della contrazione del tibiale anteriore si accresce rapidamente durante l'oscillazione iniziale, mentre nell'oscillazione terminale aumenta ancora al fine di posizionare il piede per l'appoggio. Il gastrocnemio, invece, si attiva alla fine della fase di risposta al carico, si incrementa durante l'appoggio intermedio, per poi diminuire rapidamente fino alla cessazione dopo l'inizio della preoscillazione.

Nella fase di contatto iniziale la tibiotarsica si trova a 90° per iniziare il rotolamento del calcagno, mentre il supporto del piede è assicurato dalla spinta in flessione dorsale dei muscoli pretibiali (tibiale anteriore e estensore lungo delle dita). [13] Nella fase di risposta al carico, l'azione di suddetti muscoli ha l'obiettivo di decelerare la velocità di flessione plantare della tibiotarsica. In questo modo si hanno il rotolamento del calcagno e la flessione del ginocchio per assorbire l'impatto. Nell'appoggio intermedio il soleo si attiva al fine di mantenere la stabilità dell'appoggio della gamba. Durante questa fase si genera una flessione dorsale crescente che ruota la tibia in avanti, mentre il tallone e l'avampiede rimangono in contatto con il terreno. Il muscolo soleo, rapidamente assistito dal gastrocnemio, reagisce rapidamente per controllare l'aumento di flessione dorsale della tibiotarsica. Nella fase di appoggio terminale il gastrocnemio riduce rapidamente la sua attività dal momento che il peso del corpo viene trasferito all'altro arto e non c'è più bisogno di una forza che stabilizzi la tibiotarsica ed il piede. Tuttavia, il contributo del gastrocnemio è sufficiente per accelerare l'avanzamento dell'altro arto, contribuendo all'oscillazione. Nella preoscillazione, l'azione residua dei muscoli flessori plantari porta la tibia anteriormente mentre le dita sono stabilizzate dal contatto al terreno. L'effetto consiste in una rapida flessione del ginocchio in preparazione all'oscillazione. Contemporaneamente, l'inizio dell'attività del muscolo tibiale anteriore (insieme al muscolo estensore delle dita) decelera la caduta del piede e prepara il controllo della tibiotarsica per l'inizio dell'oscillazione. Durante l'oscillazione iniziale le dita sono rivolte verso il basso, come conseguenza della posizione della tibia posteriore rispetto al corpo. Per cui, onde evitare il contatto delle dita con il terreno, è essenziale che il movimento della tibiotarsica venga convertito in una flessione dorsale. Questo

lavoro viene svolto dai muscoli pretibiali che aumentano rapidamente la loro attività, provocando il sollevamento dal terreno dell'arto che avanza. Nell'oscillazione intermedia, poiché la tibia è diventata verticale, i muscoli pretibiali aumentano ancora di più la loro attività. Infine, durante l'oscillazione terminale, l'aumento ulteriore dell'attività di codesti muscoli assicura che la tibiotarsica si trovi in una posizione neutra per ottimizzare il contatto al terreno del calcagno durante l'appoggio. Mentre la tibia viene avanzata attivamente, l'inerzia del piede rappresenta la probabile causa dell'elevata attività muscolare del tibiale anteriore.

4- ANALISI WAVELET

La trasformata wavelet è un potente strumento per l'analisi e l'elaborazione dei segnali e risulta estremamente efficiente in diversi campi di applicazione, come la compressione e il denoising, e in generale quando si ha a che fare con segnali non stazionari. Lo sviluppo delle wavelet può essere collegato a diverse correnti di pensiero separate che hanno origine dal lavoro di Alfred Haar all'inizio del XX secolo. La presente forma teorica fu proposta per la prima volta da Jean Morlet (et al.) al Marseille Theoretical Physics Center. L'analisi wavelet è stata sviluppata per lo più da Y.Meyer e i suoi colleghi, mentre l'algoritmo principale è stato realizzato da Stephane Mallat nel 1988. Da allora, la ricerca su questo tipo di analisi si è diffusa a livello internazionale. In particolare, c'è una forte ricerca in questo ambito negli Stati Uniti; nondimeno, non dobbiamo trascurare i grandi lavori di scienziati quali Ingrid Daubechies, Ronald Coifman e Victor Wickerhauser.

La trasformata wavelet è definita come un metodo matematico in tempo- frequenza che permette di quantificare i cambiamenti temporali del contenuto in frequenza di segnali non stazionari, senza perdere risoluzione in entrambi i domini. Questa tecnica nasce a causa dei limiti della STFT (Short Time Fourier Transform), nata a sua volta per sopperire alle carenze della trasformata di Fourier (FT). Quest'ultima, infatti, fornisce un segnale localizzato solo in frequenza, per cui non è possibile ottenere alcuna informazione sul contenuto in tempo; inoltre, è un metodo adatto solo per problemi lineari. Per questo motivo Dennis Gabor, nel 1946, teorizzò la Short Time Fourier Transform (STFT), un adattamento della tradizionale trasformata di Fourier che analizza solo una piccola sezione di segnale per volta. Con la STFT si ottiene, così, un segnale rappresentato contemporaneamente in tempo e frequenza.

Tuttavia, anche questo metodo ha dei limiti, in quanto la finestra ha delle dimensioni fisse, sia in tempo che in frequenza. La tecnica WT, al contrario, permette di scegliere delle finestre di dimensioni variabili, a patto che l'area di tutte le finestre sia costante: alle basse frequenze usa finestre ampie, per avere un'ottima risoluzione in frequenza, mentre alle alte frequenze utilizza delle finestre strette per comprendere un ampio range di frequenze con un'ottima risoluzione in tempo (Figura 4.1).

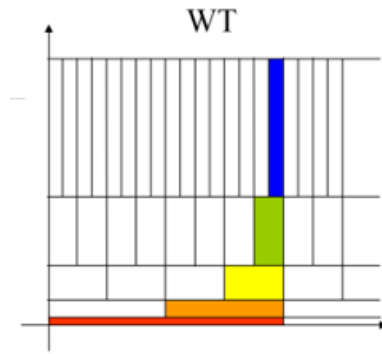


Figura 4.1 – Trasformata Wavelet: lunghi intervalli temporali per informazioni precise a bassa frequenza, e corti intervalli per informazioni ad alta frequenza..

4.1 Trasformata Wavelet

La trasformata wavelet (WT) è definita come la somma nel tempo del segnale moltiplicato per la versione in scala e traslata della funzione wavelet ψ . Il risultato consiste in vari coefficienti wavelet i quali sono funzione della scala e della posizione. La trasformata WT è definita come:

$$WTx(a,b) = \int x(t)\psi_{a,b}(t) dt \quad a \neq 0$$

ψ è chiamata wavelet madre ed è definita come:

$$\psi(a,b)(t) = (1/\sqrt{a}) * \psi((t-b)/a)$$

dove a è un fattore di scala che comprime o estende la wavelet madre (Figura 4.2), mentre il fattore b è il cosiddetto fattore di shift (traslazione) che ritarda o anticipa la funzione (Figura 4.3).

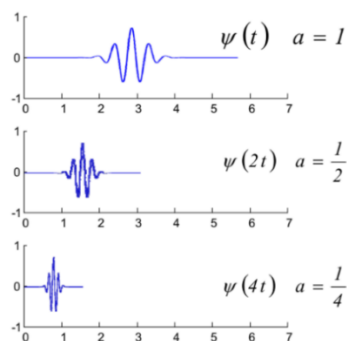


Figura 4.2 – Scaling

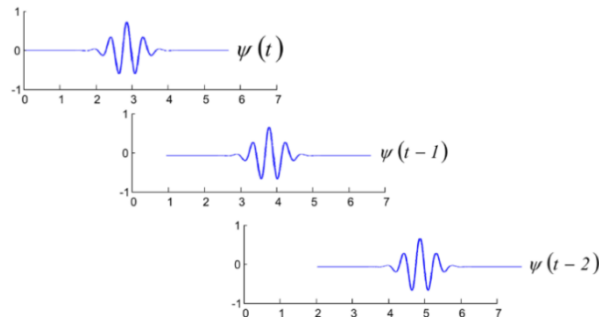


Figura 4.3 – Shifting

Ci sono diverse famiglie di wavelet madre:

- wavelet Haar: è la prima e la più semplice. È discontinua ed è simile ad una funzione a gradino.
- wavelet Daubechies: prende il nome da Ingrid Daubechies; la famiglia Daubechies si scrive come 'dbN' dove N è l'ordine.
- Wavelet Coiflet: è stata realizzata da I.Daubechies sotto richiesta di R.Coifman. Questa funzione wavelet ha $2N$ momenti uguali a 0 e la funzione di scala ha $2N-1$ momenti uguali a 0.
- Wavelet Symlets: pressochè simmetrica, è stata proposta da Daubechies come una modifica alla famiglia db. Tuttavia, le due famiglie sono simili.
- Wavelet Morlet: non ha la funzione di scala, ma è esplicita.
- Wavelet a cappello messicano: non ha la funzione di scala e si ricava da una funzione che è proporzionale alla derivata seconda della funzione di densità di probabilità gaussiana.
- Wavelet Biortogonale: è caratterizzata da una fase lineare, richiesta per la ricostruzione di segnali e immagini. Inoltre, è interessante notare che utilizzando due wavelet, una per la decomposizione e una per la ricostruzione, invece di una sola per entrambi i processi, si possono ottenere delle proprietà notevoli.

In generale, nella scelta della wavelet madre come riferimento, si privilegia la famiglia che abbia una forma il più simile possibile al segnale biomedico analizzato, rivelandosi così adeguata ad identificare le variazioni di segnale.

In questo lavoro è stata scelta come wavelet madre la funzione Daubechies di ordine 4 su 9 livelli di decomposizione (db4), in quanto è ottima per rilevare le variazioni di segnale e poiché ha una forma molto simile a quella di un segnale EMG.

4.2 Wavelet Denoising

La trasformata wavelet è un'ottima tecnica per filtrare il segnale dal rumore. In effetti, i segnali derivanti dall'elettromiografia di superficie sono corrotti da molte sorgenti. Il più comune è l'interferenza di linea, trasmessa dai dispositivi elettrici che si trovano nelle vicinanze del dispositivo di acquisizione EMG. Tra le altre sorgenti di rumore troviamo gli artefatti da movimento, causati sia dai cavi che dal paziente stesso, o ad esempio gli artefatti da ECG, in quanto i segnali generati dal cuore possono essere rilevati dai sensori deputati all'elettromiografia. Una soluzione per rimuovere questi artefatti consiste quindi nel filtrare il segnale attraverso la WT. Nel dettaglio, questa procedura di filtraggio consiste in

- Decomposizione, durante la quale il segnale viene decomposto: In questa fase bisogna scegliere la wavelet madre e il livello di decomposizione.
- Soglia: per ogni livello di decomposizione, i coefficienti sono confrontati con un valore di soglia, ed in seguito, il segnale viene soppresso o trasformato se è più piccolo della soglia. In questo momento è fondamentale scegliere sia la soglia che la funzione di trasformazione per i vari livelli di decomposizione.
- Ricostruzione: il segnale filtrato viene ricostruito applicando la funzione inversa della trasformata wavelet ai coefficienti modificati.

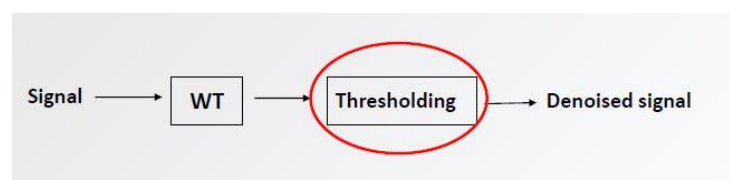


Figure 4.4 – WT denoising

In generale, il metodo per il calcolo della soglia universale proposto da Donoho ha dimostrato di essere molto più affidabile di altri classici metodi.

In questo studio, Il valore di soglia adottato è definito dalla seguente formula:

$$THR = \sigma \sqrt{2 \log(N)} / \sqrt{N}$$

dove N indica i campioni del segnale, mentre σ è la deviazione standard del rumore.

4.2 Decomposizione wavelet multilivello

La trasformata wavelet permette, inoltre, di decomporre il segnale in vari livelli. Questa tecnica utilizza una funzione di scala, o filtro passa basso (LPF) e una funzione wavelet, o filtro passa alto (HPF). In questo modo si viene a creare una struttura ad albero caratterizzata dall'applicazione iterativa delle funzioni di scala e wavelet ai due filtri. Inizialmente, il filtraggio viene applicato all'intero segnale, per poi invece filtrare solo la componente a bassa frequenza risultata dal filtraggio precedente. Nella Figura 4.5 viene illustrato un esempio di decomposizione wavelet a 9 livelli.

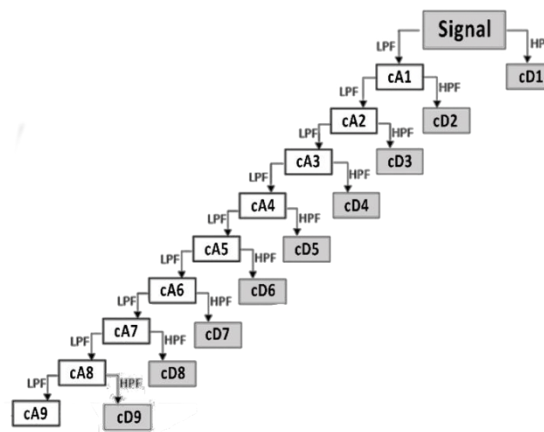


Figura 4.5- Decomposizione Wavelet su 9 livelli

5- MATERIALI E METODI

5.1 Soggetti

Questo studio è stato condotto su dei segnali acquisiti su 30 volontari giovani adulti con le seguenti caratteristiche, espresse come valore medio \pm SD:

- Età = 23.9 ± 1.9 anni
- Altezza = 174 ± 10 cm
- Peso = 63.3 ± 12.4
- Body Mass Index (BMI)= 20.8 ± 2.1 kg·m⁻².

I soggetti che presentavano problemi neurologici e/o ortopedici sono stati esclusi dal presente studio. Le acquisizioni dei dati sono state fatte presso il Laboratorio di Analisi del Movimento del Dipartimento di Ingegneria dell'Informazione, Università Politecnica delle Marche, Ancona.

5.2 Acquisizione del segnale

Per questa acquisizione sono stati impiegati 6 canali, di cui tre per la gamba sinistra e tre per la gamba destra. I sensori sono stati collegati al sistema STEP 32 nel seguente ordine, per entrambe le parti del corpo:

- Primo canale: interruttori basografici;
- Secondo canale: sensore sEMG per gastrocnemio laterale;
- Terzo canale: sensore sEMG per tibiale anteriore.

In questo studio l'attenzione si è concentrata principalmente sul rumore di linea e sui segnali generati dai due muscoli antagonisti che sono il tibiale anteriore e il gastrocnemio laterale.

5.3 Elettrodi

Ogni soggetto è stato equipaggiato con 3 interruttori basografici e sensori sEMG su entrambi gli arti.

1. Gli interruttori basografici, in numero di 3, sono utilizzati per registrare l'attività relativa alle fasi di contatto piede-terreno. Sono fissati sotto la pianta del piede con del nastro biadesivo, in corrispondenza del tallone, della prima e della quinta testa metatarsale (Figura 5.1) ed hanno una dimensione di 11x11x0.5mm, mentre la forza necessaria all'attivazione è di 3N. Nell'elaborazione viene adottata la rappresentazione a 4 livelli corrispondenti a: frenata (Heel Strike), appoggio piatto (Foot Contact), spinta (Heel Raise) e oscillazione (Swing).

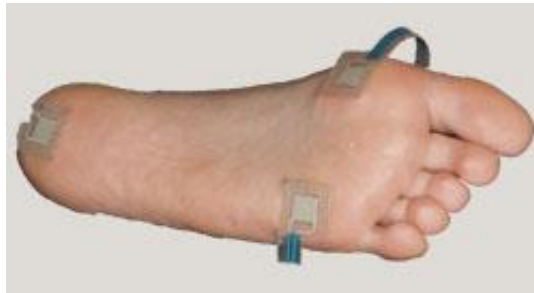


Figura 5.1 – Posizionamento dei sensori basografici

2. I segnali EMG di superficie sono stati acquisiti tramite vari sensori di geometria fissa realizzati in dischi Ag/Ag-Cl. Queste sonde sono caratterizzate dalle seguenti caratteristiche:
 - Dimensione di 7x27x19 mm;
 - Diametro degli elettrodi di 4 mm;
 - Distanza interelettrodica di 8 mm;
 - Guadagno pari a 1000;
 - Filtro passa alto a 10 Hz;
 - Impedenza d'ingresso > 1.5G Ω ;
 - CMRR > 126 dB;
 - Rumore d'ingresso < 1Vrms.

È importante preparare la pelle prima di posizionare gli elettrodi, al fine di ridurre al minimo l'impedenza tra la pelle e l'elettrodo. Inizialmente la pelle viene depilata per rimuovere i peli in eccesso, poi viene pulita con una crema abrasiva e infine lasciata asciugare. A questo punto si possono applicare gli elettrodi. Quest'ultimo processo è alquanto veloce e semplice, dal momento che i sensori vengono fissati alla pelle con del nastro adesivo.

5.4 Protocollo SENIAM

Poiché l'elettromiografia di superficie sta diventando sempre più popolare, si è resa necessaria una standardizzazione per il posizionamento degli elettrodi. Il programma SENIAM suggerisce delle indicazioni sul posizionamento degli elettrodi per 30 muscoli [16]. In questo studio, gli elettrodi sono stati applicati sui muscoli tibiale anteriore e gastrocnemio laterale seguendo queste indicazioni. L'elettrodo deve essere posizionato tra l'unità motoria e il tendine, o tra due unità motorie, ma non sull'unità motoria stessa, in quanto in questa zona il potenziale d'azione viaggia sia caudalmente che rostralmente lungo le fibre e il segnale risulterebbe molto disturbato. È necessario quindi identificare i muscoli attraverso la palpazione. È inoltre fondamentale che gli elettrodi siano paralleli alle fibre muscolari e allineati tra di loro, e che non vengano applicati sui bordi esterni dei muscoli, in quanto in questa regione si possono verificare delle interferenze a causa dei segnali provenienti dai muscoli adiacenti. L'elettrodo di riferimento, invece, è generalmente posizionato molto lontano dagli elettrodi attivi, su un tessuto elettricamente neutro, come una prominente ossea.

Onde evitare che gli elettrodi si distacchino durante la registrazione, è bene assicurarsi che i sensori siano saldamente fissati alla pelle.

5.4.1 Elettrodi per il muscolo tibiale anteriore

Per il tibiale anteriore, il protocollo suggerisce l'utilizzo di un elettrodo di 10 mm, orientato lungo la direzione delle fibre, mentre la distanza elettrodica è di 20 mm. Il sensore deve essere posizionato ad 1/3 della linea che si crea tra le estremità di fibula e malleolo mediale. L'elettrodo di riferimento deve essere collocato anteriormente e parallelamente all'elettrodo attivo, fissato alla pelle con gel conduttivo e nastro adesivo. Nella figura 5.2 la X arancione indica il corretto posizionamento dell'elettrodo. [16]

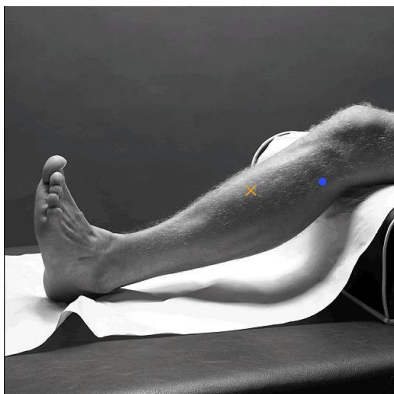


Figura 5.2- Posizionamento elettrodi per il muscolo Tibiale Anteriore

5.4.2 Elettrodi per il muscolo Gastrocnemio Laterale

Come per il tibiale anteriore, l'elettrodo deve avere una dimensione di 10 mm e la distanza tra gli elettrodi è ancora di 20 mm. I sensori devono essere collocati ad 1/3 della linea tra la testa della fibula e il tallone, mentre l'elettrodo di riferimento deve essere posizionato attorno alla caviglia. Nella figura 5.3 viene raffigurata la corretta collocazione dell'elettrodo. [16]

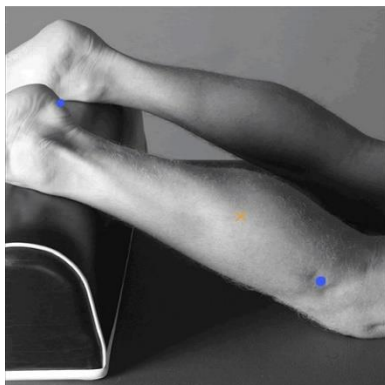


Figura 5.3- Posizionamento elettrodi per il muscolo Gastrocnemio Laterale

5.5 Processing dei dati

In questo studio sono state applicate al segnale grezzo due tecniche di filtraggio, il denoise tramite wavelet e la decomposizione multilivello, con lo scopo di confrontarle. In seguito è stato applicato un algoritmo di ON-OFF al segnale ottenuto tramite la decomposizione multilivello, per vedere se e in che modo questo approccio influisca sulla rilevazione dell'attività muscolare.

Gli step che verranno ora descritti sono stati effettuati per ognuno dei 30 segnali.

- 1) Il segnale, inizialmente analogico, è stato convertito in digitale;

- 2) I segnali provenienti dai sensori basografici sono stati convertiti in 4 livelli: frenata (fase H), appoggio singolo (fase F), spinta (fase P), e oscillazione (fase S) (Figura 5.4) [17].

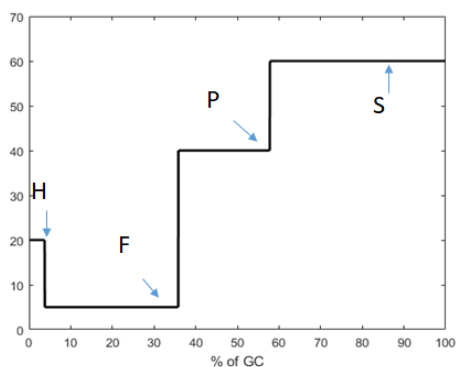


Figura 5.4- Segnale Basografico in un ciclo del passo

- 3) Sfruttando il segnale basografico, il segnale è stato suddiviso in passi;
- 4) È stato calcolato il rapporto segnale rumore per ogni passo (SNR grezzo);
- 5) Sulla base dei valori di SNR appena ottenuti, i passi sono stati suddivisi in cinque gruppi:
- Gruppo A: passi con $SNR < 6$ dB;
 - Gruppo B: passi con $6 \text{ dB} \leq SNR < 11$ dB;
 - Gruppo C: passi con $11 \text{ dB} \leq SNR < 16$ dB;
 - Gruppo D: passi con $16 \text{ dB} \leq SNR < 21$ dB;
 - Gruppo E: passi con $SNR \geq 21$ dB;
- 6) Ogni gruppo di passi è stato filtrato con il denoise della trasformata wavelet;
- 7) Ogni gruppo di passi è stato decomposto su 9 livelli e ricostruito con un particolare criterio di soglia;
- 8) È stato applicato l'algoritmo di ON-OFF ai segnali ottenuti al punto 6) e 7).

5.5.1 Calcolo dell'SNR

In questo studio sono stati utilizzati 3 diversi approcci per il calcolo del rapporto segnale rumore:

- 1) $SNR = 20 \cdot \log_{10}(\sigma_{1a}/\sigma_{1b})$, dove σ_{1a} è la deviazione standard calcolata in un intorno di 100 campioni del massimo, mentre σ_{1b} è la deviazione standard in un intorno, sempre di 100 campioni, del minimo.

- 2) $SNR = 20 \cdot \log_{10}(\sigma_{2a}/\sigma_{2b})$, dove σ_{2a} è la deviazione standard misurata in un intorno di 100 campioni del massimo, mentre σ_{2b} è la deviazione standard calcolata sull'intero passo.
- 3) $SNR = 20 \cdot \log_{10}(\sigma_{3a}/\sigma_{3b})$, dove σ_{3a} è la deviazione standard calcolata in un intorno di 100 campioni del massimo, mentre σ_{3b} è la deviazione standard valutata nell'intorno precedente a quello appena citato.

È importante far presente che il processing dei dati è stato effettuato utilizzando tutti e tre i tipi di metodi, per cui, da questo momento in poi, il termine SNR1 sarà utilizzato per riferirsi al calcolo del rapporto segnale rumore con il primo metodo, così come SNR2 e SNR3 saranno riferiti rispettivamente al secondo e terzo metodo.

5.5.2 Wavelet denoising

La tecnica wavelet permette di rimuovere rumore e artefatti da movimento; essa restituisce, perciò, un segnale più pulito. In questo studio è stato sufficiente applicare una soglia soft (soft thresholding), ma sappiamo che è anche possibile utilizzare una soglia hard (hard thresholding).

La procedura del denoise wavelet segue 3 step, riassunti nella Figura 5.5:

- Decomposizione del segnale;
- Soglia. Per ogni livello di decomposizione, i coefficienti dei dettagli sono paragonati con un livello di soglia; quindi il segnale, se più piccolo della soglia, viene compresso o trasformato. Questo step richiede la scelta delle soglie e della trasformata per i vari livelli di decomposizione. La soglia scelta è quella universale proposta da Donoho;
- Ricostruzione del segnale filtrato dal rumore.

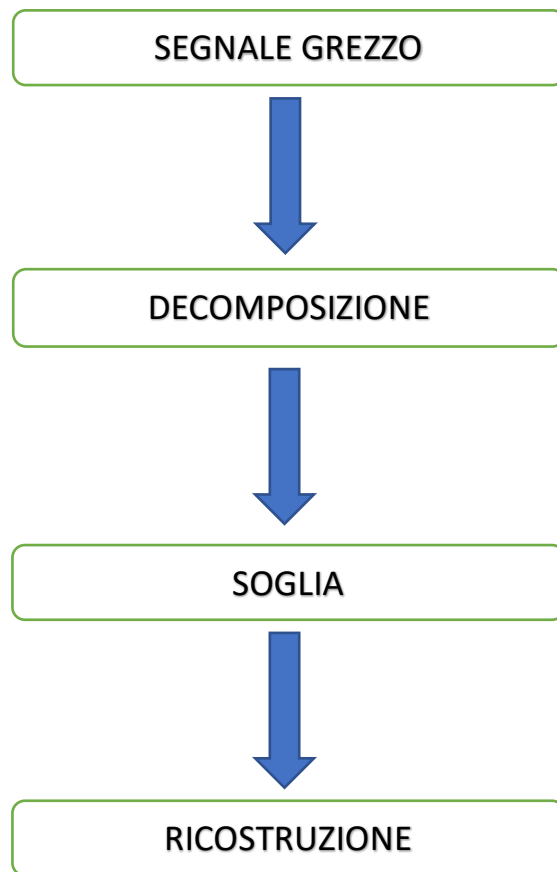


Figura 5.5- Wavelet Denoise

5.5.3 Decomposizione wavelet multilivello

La trasformata wavelet, come già anticipato, permette di scomporre il segnale su più livelli, agendo da filtro passa alto e filtro passa basso. Essa restituisce un livello di approssimazione ed uno di dettaglio, ogni volta che viene applicata al segnale. Iterando il procedimento nel livello di approssimazione, si possono ottenere vari dettagli. In questo studio, la decomposizione è avvenuta su 9 livelli, adottando la wavelet Daubechies di ordine 4 (db4). Una volta scomposto il segnale, l'approccio adottato è stato il seguente (Figura 5.6):

- 1) È stato calcolato il rapporto segnale rumore (SNR) per ogni dettaglio e per la nona approssimazione, su ogni singolo passo;
- 2) Gli SNR appena ottenuti sono stati confrontati con il rapporto segnale rumore del segnale grezzo;

- 3) Se il rapporto segnale rumore del dettaglio o dell'approssimazione è maggiore dell'SNR grezzo, allora esso viene utilizzato per ricostruire il segnale; in caso contrario, esso viene scartato.



Figura 5.6-Criterio di ricostruzione

5.5.4 Algoritmo di On-Off

Dopo che il segnale è stato ricostruito con l'approccio appena descritto, è stato applicato un algoritmo di on-off al fine di identificare le attivazioni dei muscoli, nel nostro caso tibiale anteriore e gastrocnemio laterale. L'algoritmo utilizzato è una versione leggermente riadatta dell'algoritmo di ON-OFF di Bonato et al. [18] In particolare, mentre in [18] si calcolano due valori di soglia, in questo caso la soglia è una sola, ed è calcolata con la seguente formula:

$$\max(\text{sig_ric}(1:\text{length}(\text{gl1_d8_d9}) \cdot .15)$$

dove sig_ric è la somma dei livelli considerati durante la ricostruzione.

Inoltre, in [18], dopo aver determinato le due soglie (chiamate z e r), si osservano m campioni successivi (m generalmente vale 30 ms); successivamente, se almeno r campioni su un totale di m sono superiori alla prima soglia (z), allora si riconosce un'attivazione muscolare. [19]

Nel nostro caso, invece, dopo aver calcolato la soglia, se il segnale ricostruito è maggiore della soglia abbiamo l'ON, altrimenti l'OFF. In seguito, se la durata dell'ON è di almeno 30 secondi, essa è considerata una contrazione, altrimenti è considerata una falsa attivazione, che viene quindi eliminata. Nella figura 5.7 vi è uno schema a blocchi che illustra i vari passaggi dell'algoritmo adottato in questo studio.

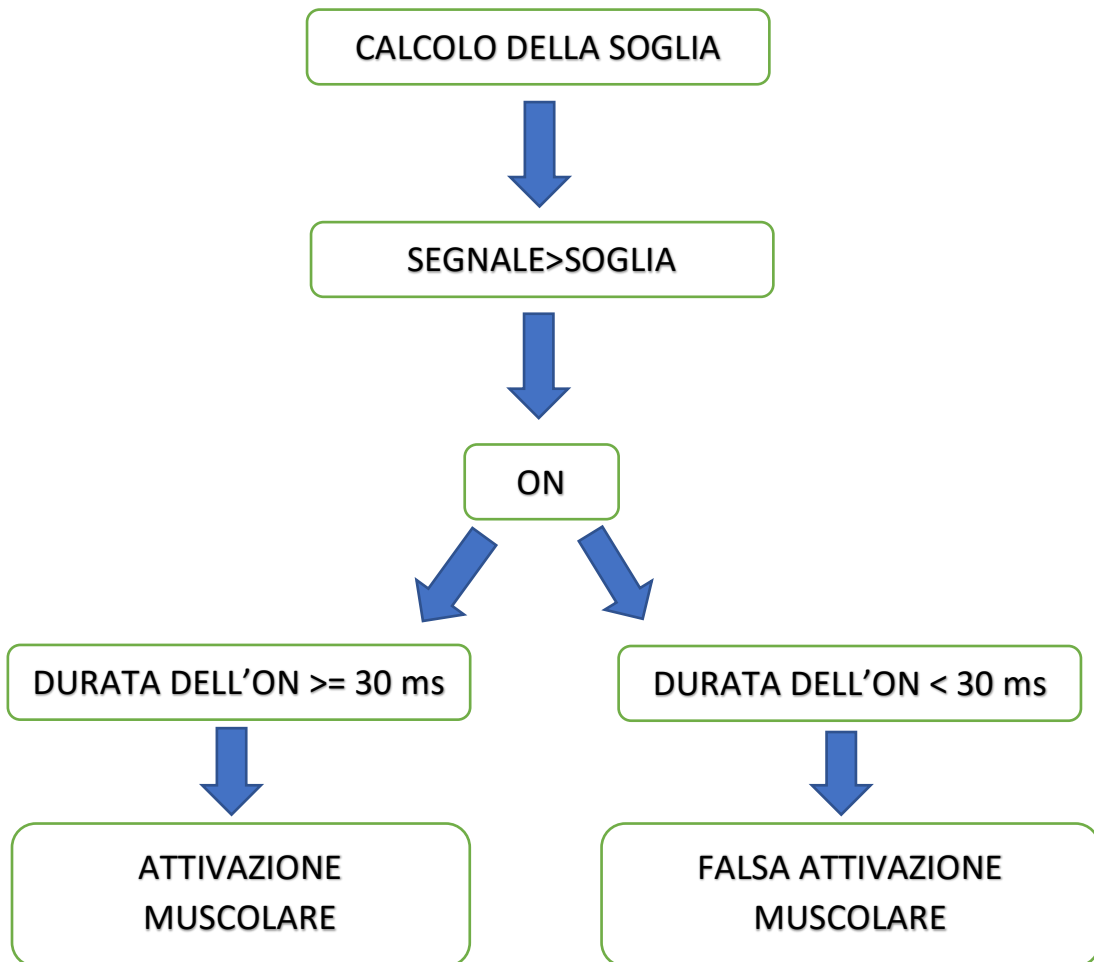


Figura 5.7- Algoritmo di ON-OFF

6- RISULTATI

Nelle seguenti tabelle sono riportati i valori medi su tutti i passi del rapporto segnale rumore (SNR), per ogni segnale e per ogni metodo (1, 2 e 3), nel caso di segnale grezzo, segnale filtrato attraverso denoising e segnale filtrato e ricostruito secondo l'approccio adottato in questo studio. Qualora nelle tabelle ci fossero degli spazi vuoti, in particolare nella colonna del rapporto segnale rumore del segnale ricostruito (SNR segnale ricostruito), questo implica che non è stato possibile ricostruire il segnale.

Infine, nell'ultima riga di ogni tabella sono riportati i valori medi sui 30 segnali del rapporto segnale rumore (SNR) per segnale grezzo, filtrato attraverso denoising e ricostruito con l'approccio presentato.

Tabella 1.a. SNR medio su tutti i passi, per il muscolo gastrocnemio laterale, del segnale grezzo, filtrato attraverso denoising e ricostruito con il criterio adottato in questo studio, attraverso il METODO 1.

METODO 1			
Gastrocnemio Laterale (GL)	SNR segnale grezzo	SNR denoising	SNR segnale ricostruito
<i>Segnale 1</i>	13.9 ± 8.4	22.1 ± 4.6	30.2 ± 13.3
<i>Segnale 2</i>	14.1 ± 9.1	30.2 ± 6.8	34.8 ± 11.9
<i>Segnale 3</i>	13.1 ± 7.6	17.8 ± 3.8	20.6 ± 3.6
<i>Segnale 4</i>	13.8 ± 7.9	20.1 ± 8.0	29.3 ± 21.7
<i>Segnale 5</i>	13.3 ± 7.0	20.5 ± 1.5	37.9 ± 14.1
<i>Segnale 6</i>	17.5 ± 6.1	32.5 ± 2.3	42.3 ± 15.4
<i>Segnale 7</i>	13.7 ± 7.6	26.3 ± 5.1	27.2 ± 9.0
<i>Segnale 8</i>	13.5 ± 7.8	24.8 ± 4.0	40.4 ± 12.4
<i>Segnale 9</i>	13.5 ± 8.8	26.3 ± 5.4	45.0 ± 15.8
<i>Segnale 10</i>	13.5 ± 7.7	29.5 ± 1.9	31.9 ± 9.5
<i>Segnale 11</i>	13.5 ± 6.9	24.5 ± 1.0	46.2 ± 16.6
<i>Segnale 12</i>	13.6 ± 6.9	26.3 ± 3.0	30.6 ± 9.5
<i>Segnale 13</i>	13.2 ± 7.8	23.0 ± 3.9	30.2 ± 9.7
<i>Segnale 14</i>	13.5 ± 8.3	26.2 ± 4.6	36.7 ± 9.7
<i>Segnale 15</i>	13.3 ± 7.8	27.1 ± 3.2	33.5 ± 7.8
<i>Segnale 16</i>	16.0 ± 5.6	28.4 ± 3.7	38.7 ± 13.8
<i>Segnale 17</i>	13.8 ± 8.0	21.2 ± 9.0	34.3 ± 17.1
<i>Segnale 18</i>	13.4 ± 9.6	25.2 ± 6.2	35.9 ± 21.7
<i>Segnale 19</i>	13.4 ± 7.9	23.2 ± 1.7	34.6 ± 10.8
<i>Segnale 20</i>	14.0 ± 7.1	19.6 ± 6.3	31.2 ± 16.1
<i>Segnale 21</i>	13.5 ± 8.7	24.6 ± 4.0	24.9 ± 11.4
<i>Segnale 22</i>	16.0 ± 10.4	22.8 ± 11.7	34.8 ± 20.5
<i>Segnale 23</i>	13.8 ± 9.2	20.2 ± 11.6	20.8 ± 14.4
<i>Segnale 24</i>	13.6 ± 7.9	27.2 ± 3.9	40.7 ± 14.7
<i>Segnale 25</i>	16.5 ± 6.0	24.0 ± 5.0	33.2 ± 10.0
<i>Segnale 26</i>	13.3 ± 8.3	23.9 ± 4.6	30.2 ± 9.4
<i>Segnale 27</i>	13.8 ± 8.0	33.2 ± 4.9	46.5 ± 15.5
<i>Segnale 28</i>	23.9 ± 8.0	40.2 ± 3.2	68.9 ± 14.2
<i>Segnale 29</i>	13.5 ± 7.6	27.9 ± 1.5	31.1 ± 6.6
<i>Segnale 30</i>	14.0 ± 9.6	32.9 ± 13.9	31.8 ± 15.1
Valori medio sui 30 segnali	14.3 ± 2.1	25.7 ± 4.8	35.4 ± 8.9

Tabella 1.b. SNR medio su tutti i passi, per il muscolo tibiale anteriore del segnale grezzo, filtrato attraverso denoising e ricostruito con il criterio adottato in questo studio, attraverso il METODO 1.

METODO 2			
Tibiale Anteriore (TA)	SNR segnale grezzo	SNR denoising	SNR segnale ricostruito
<i>Segnale 1</i>	14.2 ± 10.0	30.0 ± 2.6	36.3 ± 6.8
<i>Segnale 2</i>	13.9 ± 8.7	24.8 ± 1.2	33.9 ± 7.5
<i>Segnale 3</i>	13.1 ± 8.5	19.5 ± 1.8	37.4 ± 20.5
<i>Segnale 4</i>	13.7 ± 9.4	27.3 ± 1.9	37.3 ± 8.9
<i>Segnale 5</i>	13.1 ± 8.2	23.0 ± 1.5	28.8 ± 7.3
<i>Segnale 6</i>	13.2 ± 8.1	22.9 ± 3.8	34.2 ± 11.6
<i>Segnale 7</i>	13.5 ± 8.8	28.0 ± 2.8	47.7 ± 16.0
<i>Segnale 8</i>	13.4 ± 8.2	26.3 ± 1.6	40.6 ± 13.0
<i>Segnale 9</i>	13.2 ± 8.3	24.1 ± 1.4	35.8 ± 10.7
<i>Segnale 10</i>	13.0 ± 8.3	23.0 ± 1.0	45.7 ± 14.3
<i>Segnale 11</i>	13.0 ± 8.4	22.1 ± 2.9	33.0 ± 9.6
<i>Segnale 12</i>	13.5 ± 8.2	23.2 ± 1.3	37.4 ± 12.4
<i>Segnale 13</i>	13.9 ± 9.2	31.5 ± 2.5	37.2 ± 10.4
<i>Segnale 14</i>	13.6 ± 8.9	27.2 ± 2.3	34.5 ± 9.2
<i>Segnale 15</i>	13.1 ± 8.4	23.0 ± 1.1	34.6 ± 10.5
<i>Segnale 16</i>	13.5 ± 8.4	27.9 ± 1.9	37.8 ± 11.8
<i>Segnale 17</i>	13.6 ± 9.0	33.2 ± 0.9	41.2 ± 10.0
<i>Segnale 18</i>	13.7 ± 8.3	26.6 ± 4.7	38.0 ± 12.3
<i>Segnale 19</i>	13.5 ± 8.8	21.5 ± 3.2	34.3 ± 9.2
<i>Segnale 20</i>	9.9 ± 5.8	12.3 ± 1.7	26.3 ± 11.2
<i>Segnale 21</i>	13.8 ± 9.3	26.4 ± 1.9	35.8 ± 6.8
<i>Segnale 22</i>	13.6 ± 9.5	23.0 ± 2.1	42.3 ± 13.9
<i>Segnale 23</i>	13.5 ± 9.4	28.6 ± 2.2	41.9 ± 11.3
<i>Segnale 24</i>	13.1 ± 8.7	29.4 ± 1.6	44.9 ± 13.9
<i>Segnale 25</i>	12.3 ± 8.1	20.7 ± 2.3	31.5 ± 10.8
<i>Segnale 26</i>	13.9 ± 9.1	31.0 ± 2.3	40.5 ± 11.8
<i>Segnale 27</i>	13.2 ± 8.5	24.7 ± 1.5	32.9 ± 8.4
<i>Segnale 28</i>	13.8 ± 8.6	31.2 ± 1.9	41.3 ± 10.7
<i>Segnale 29</i>	13.2 ± 8.1	25.7 ± 2.2	33.9 ± 7.8
<i>Segnale 30</i>	13.6 ± 8.9	26.4 ± 2.6	40.7 ± 11.4
Valori medio sui 30 segnali	13.3 ± 0.7	25.7 ± 4.3	37.4 ± 4.7

Dalle tabelle **1.a.** e **1.b.** si deduce che sia il filtro denoising della tecnica wavelet che l'approccio adottato in questo studio migliorano significativamente la qualità del segnale. In particolare, si nota che mentre il filtro denoising della wavelet porta in media ad un miglioramento in termini di rapporto segnale rumore (SNR) di circa 12 dB, il segnale ricostruito con l'approccio presentato in questo studio porta a dei miglioramenti di circa 24 dB, per cui la tecnica presentata risulta migliore in termini di filtraggio.

Tabella 2.a. SNR medio su tutti i passi, per il muscolo gastrocnemio laterale del segnale grezzo, filtrato attraverso denoising e ricostruito con il criterio adottato in questo studio, attraverso il METODO 2.

METODO 2			
Gastrocnemio Laterale (GL)	SNR segnale grezzo	SNR denoising	SNR segnale ricostruito
<i>Segnale 1</i>	6.3 ± 1.7	6.5 ± 1.6	
<i>Segnale 2</i>	8.0 ± 3.1	8.3 ± 3.3	
<i>Segnale 3</i>	6.2 ± 1.6	7.0 ± 1.6	6.5 ± 1.0
<i>Segnale 4</i>	6.2 ± 1.7	6.6 ± 1.6	6.6 ± 1.1
<i>Segnale 5</i>	6.0 ± 1.5	6.3 ± 1.5	
<i>Segnale 6</i>	6.3 ± 1.6	6.3 ± 1.5	6.3 ± 1.3
<i>Segnale 7</i>	6.3 ± 2.0	6.5 ± 1.9	6.9 ± 1.3
<i>Segnale 8</i>	6.2 ± 1.7	6.5 ± 1.6	7.0 ± 0.6
<i>Segnale 9</i>	6.2 ± 1.5	6.3 ± 1.5	6.5 ± 1.1
<i>Segnale 10</i>	7.8 ± 3.0	8.0 ± 3.2	6.8 ± 1.1
<i>Segnale 11</i>	6.1 ± 1.4	6.3 ± 1.4	6.3 ± 1.2
<i>Segnale 12</i>	5.9 ± 1.3	6.0 ± 1.4	5.9 ± 1.3
<i>Segnale 13</i>	6.1 ± 1.8	6.2 ± 1.8	6.7 ± 1.2
<i>Segnale 14</i>	6.3 ± 1.7	6.3 ± 1.6	6.4 ± 1.6
<i>Segnale 15</i>	5.9 ± 1.3	6.0 ± 1.4	6.2 ± 0.9
<i>Segnale 16</i>	5.9 ± 1.4	6.0 ± 1.5	
<i>Segnale 17</i>	8.0 ± 3.0	8.4 ± 2.8	7.3 ± 1.0
<i>Segnale 18</i>	7.9 ± 3.4	8.2 ± 3.8	6.5 ± 1.2
<i>Segnale 19</i>	5.8 ± 1.5	5.9 ± 1.3	7.3 ± 0.1
<i>Segnale 20</i>	6.5 ± 1.7	6.7 ± 1.7	6.5 ± 1.7
<i>Segnale 21</i>	6.2 ± 1.8	6.4 ± 1.8	6.6 ± 1.3
<i>Segnale 22</i>	9.4 ± 5.3	9.4 ± 5.3	7.0 ± 1.8
<i>Segnale 23</i>	6.2 ± 1.8	6.2 ± 1.8	
<i>Segnale 24</i>	6.3 ± 2.0	6.5 ± 2.0	6.7 ± 1.5
<i>Segnale 25</i>	8.0 ± 3.0	8.1 ± 3.0	
<i>Segnale 26</i>	6.0 ± 1.8	6.1 ± 1.8	6.4 ± 1.6
<i>Segnale 27</i>	6.3 ± 1.6	6.3 ± 1.5	6.4 ± 1.4
<i>Segnale 28</i>	5.9 ± 1.6	5.9 ± 1.6	6.0 ± 1.4
<i>Segnale 29</i>	5.8 ± 1.5	6.0 ± 1.6	6.1 ± 1.2
<i>Segnale 30</i>	6.1 ± 1.6	6.2 ± 1.5	6.4 ± 1.2
Valori medio sui 30 segnali	6.5 ± 0.9	6.7 ± 0.9	5.9 ± 0.8

Tabella 2.b. SNR medio su tutti i passi, per il muscolo tibiale anteriore del segnale grezzo, filtrato attraverso denoising e ricostruito con il criterio adottato in questo studio, attraverso il METODO 2.

METODO 2			
Tibiale Anteriore (TA)	SNR segnale grezzo	SNR denoising	SNR segnale ricostruito
<i>Segnale 1</i>	7.8 ± 3.2	8.0 ± 3.1	8.3 ± 2.9
<i>Segnale 2</i>	6.0 ± 1.7	6.2 ± 1.8	
<i>Segnale 3</i>	5.9 ± 1.7	6.4 ± 1.8	6.9 ± 0.5
<i>Segnale 4</i>	5.7 ± 1.7	6.0 ± 1.7	
<i>Segnale 5</i>	7.7 ± 3.3	8.0 ± 3.3	
<i>Segnale 6</i>	5.9 ± 1.6	6.3 ± 1.6	6.7 ± 0.8
<i>Segnale 7</i>	6.3 ± 1.5	6.5 ± 1.5	6.9 ± 0.9
<i>Segnale 8</i>	6.2 ± 1.8	6.4 ± 1.8	
<i>Segnale 9</i>	6.1 ± 1.8	6.2 ± 1.8	
<i>Segnale 10</i>	6.2 ± 1.8	6.5 ± 1.8	6.8 ± 1.0
<i>Segnale 11</i>	7.7 ± 3.2	7.9 ± 3.2	6.8 ± 1.5
<i>Segnale 12</i>	5.6 ± 1.6	5.9 ± 1.6	
<i>Segnale 13</i>	5.7 ± 1.6	5.9 ± 1.6	6.1 ± 1.4
<i>Segnale 14</i>	6.2 ± 1.8	6.4 ± 1.7	
<i>Segnale 15</i>	5.9 ± 1.7	6.1 ± 1.8	
<i>Segnale 16</i>	5.8 ± 1.5	6.1 ± 1.5	6.5 ± 0.7
<i>Segnale 17</i>	8.2 ± 4.5	8.6 ± 4.6	
<i>Segnale 18</i>	8.4 ± 5.0	8.7 ± 5.0	6.3 ± 0.5
<i>Segnale 19</i>	4.6 ± 2.8	4.8 ± 2.5	8.7 ± 2.3
<i>Segnale 20</i>	5.7 ± 1.7	6.4 ± 1.7	
<i>Segnale 21</i>	5.7 ± 1.7	6.0 ± 1.7	
<i>Segnale 22</i>	6.2 ± 1.6	6.3 ± 1.7	7.1 ± 0.6
<i>Segnale 23</i>	5.6 ± 1.8	5.9 ± 1.8	
<i>Segnale 24</i>	6.3 ± 1.5	6.4 ± 1.6	6.8 ± 1.1
<i>Segnale 25</i>	5.6 ± 1.8	6.1 ± 1.7	
<i>Segnale 26</i>	5.8 ± 1.6	6.0 ± 1.5	
<i>Segnale 27</i>	6.0 ± 1.8	6.2 ± 1.8	
<i>Segnale 28</i>	5.3 ± 2.2	5.6 ± 2.4	
<i>Segnale 29</i>	5.9 ± 1.6	6.1 ± 1.7	6.1 ± 1.3
<i>Segnale 30</i>	6.2 ± 1.8	6.3 ± 1.8	
Valori medio sui 30 segnali	6.2 ± 0.9	6.5 ± 0.9	6.1 ± 0.9

Analizzando le tabelle **2.a.** e **2.b.**, è possibile notare che, mentre per il muscolo gastrocnemio laterale è possibile ricostruire il segnale nella maggior parte dei casi, per il muscolo tibiale anteriore non si ottengono gli stessi risultati. Infatti, per più della metà dei segnali analizzati, non è possibile ricostruire il segnale con l'approccio adottato in questo studio, in quanto i valori del rapporto segnale rumore (SNR) dei dettagli e della approssimazione sono inferiori al rapporto segnale rumore del segnale grezzo. Inoltre, per i casi ove è possibile ricostruire il segnale, non si nota un considerevole miglioramento del rapporto segnale rumore del segnale ricostruito rispetto al rapporto segnale rumore del segnale grezzo, al contrario, spesso il rapporto segnale rumore del segnale ricostruito è minore di quello del segnale grezzo, come si può anche notare per i valori medi.

Riferendoci, invece, al rapporto segnale rumore del segnale filtrato con la tecnica del denoising (SNR denoising), possiamo apprezzare un leggero miglioramento, rispetto al rapporto segnale rumore del segnale grezzo (SNR segnale grezzo).

Tabella 3.a. SNR medio su tutti i passi, per il muscolo gastrocnemio laterale del segnale grezzo, filtrato attraverso denoising e ricostruito con il criterio adottato in questo studio, attraverso il METODO 3.

METODO 3			
Gastrocnemio Laterale (GL)	SNR segnale grezzo	SNR denoising	SNR segnale ricostruito
<i>Segnale 1</i>	6.9 ± 10.0	10.0 ± 5.0	
<i>Segnale 2</i>	10.2 ± 6.4	9.4 ± 4.8	12.5 ± 7.7
<i>Segnale 3</i>	7.6 ± 4.5	8.8 ± 5.1	9.6 ± 6.7
<i>Segnale 4</i>	7.8 ± 4.7	9.0 ± 5.5	
<i>Segnale 5</i>	7.2 ± 4.5	7.5 ± 4.3	
<i>Segnale 6</i>	10.0 ± 6.3	9.4 ± 5.1	9.0 ± 4.3
<i>Segnale 7</i>	12.6 ± 8.1	13.7 ± 9.3	
<i>Segnale 8</i>	12.7 ± 8.0	14.1 ± 10.3	23.1 ± 15.1
<i>Segnale 9</i>	12.7 ± 7.8	13.3 ± 9.4	
<i>Segnale 10</i>	7.7 ± 4.5	8.7 ± 5.3	25.3 ± 31.9
<i>Segnale 11</i>	12.2 ± 7.8	13.4 ± 9.8	13.1 ± 6.9
<i>Segnale 12</i>	7.7 ± 5.2	9.0 ± 6.2	9.4 ± 7.0
<i>Segnale 13</i>	13.7 ± 9.6	13.6 ± 9.7	11.0 ± 4.0
<i>Segnale 14</i>	10.4 ± 6.2	10.0 ± 5.3	
<i>Segnale 15</i>	7.4 ± 4.8	7.6 ± 4.8	
<i>Segnale 16</i>	7.3 ± 4.8	8.0 ± 5.5	
<i>Segnale 17</i>	13.3 ± 8.3	14.8 ± 9.2	16.3 ± 9.7
<i>Segnale 18</i>	11.1 ± 7.8	12.4 ± 9.7	13.7 ± 8.5
<i>Segnale 19</i>	7.8 ± 5.5	7.1 ± 4.0	10.5 ± 2.1
<i>Segnale 20</i>	10.9 ± 7.0	10.2 ± 5.1	
<i>Segnale 21</i>	8.2 ± 5.6	9.5 ± 6.6	10.5 ± 7.3
<i>Segnale 22</i>	9.9 ± 5.8	9.0 ± 4.5	15.1 ± 15.4
<i>Segnale 23</i>	13.8 ± 9.4	14.8 ± 11.1	
<i>Segnale 24</i>	14.0 ± 9.7	15.8 ± 11.5	19.8 ± 15.0
<i>Segnale 25</i>	13.0 ± 7.9	13.2 ± 8.3	10.9 ± 4.7
<i>Segnale 26</i>	10.5 ± 6.0	10.5 ± 5.1	10.0 ± 4.2
<i>Segnale 27</i>	10.1 ± 5.6	9.6 ± 4.7	
<i>Segnale 28</i>	10.1 ± 6.5	9.6 ± 5.5	
<i>Segnale 29</i>	10.8 ± 7.5	10.2 ± 6.0	
<i>Segnale 30</i>	14.1 ± 10.3	14.9 ± 14.0	30.8 ± 46.9
Valori medio sui 30 segnali	10.5 ± 2.3	10.7 ± 2.7	23.5 ± 21.4

Tabella 3.b. SNR medio su tutti i passi, per il muscolo tibiale anteriore del segnale grezzo, filtrato attraverso denoising e ricostruito con il criterio adottato in questo studio, attraverso il METODO 3.

METODO 3			
Tibiale Anteriore (TA)	SNR segnale grezzo	SNR denoising	SNR segnale ricostruito
<i>Segnale 1</i>	14.7 ± 10.3	15.2 ± 11.2	27.7 ± 20.7
<i>Segnale 2</i>	13.8 ± 9.1	14.9 ± 10.2	53.5 ± 85.3
<i>Segnale 3</i>	13.2 ± 8.0	16.2 ± 9.9	18.9 ± 10.2
<i>Segnale 4</i>	14.6 ± 10.3	15.7 ± 11.3	27.1 ± 24.2
<i>Segnale 5</i>	13.8 ± 8.2	16.8 ± 9.3	26.1 ± 20.4
<i>Segnale 6</i>	13.6 ± 8.3	15.9 ± 9.0	27.0 ± 20.5
<i>Segnale 7</i>	14.2 ± 9.2	15.8 ± 10.3	27.4 ± 21.6
<i>Segnale 8</i>	13.5 ± 8.6	16.0 ± 11.0	33.8 ± 25.0
<i>Segnale 9</i>	13.3 ± 8.1	14.9 ± 9.1	20.2 ± 13.2
<i>Segnale 10</i>	14.0 ± 8.5	15.0 ± 9.4	15.1 ± 5.1
<i>Segnale 11</i>	13.4 ± 8.2	14.9 ± 9.4	28.2 ± 28.2
<i>Segnale 12</i>	13.0 ± 7.6	17.2 ± 10.8	37.1 ± 27.7
<i>Segnale 13</i>	13.9 ± 9.2	15.8 ± 10.1	50.0 ± 71.3
<i>Segnale 14</i>	14.3 ± 9.4	15.8 ± 11.0	21.1 ± 15.6
<i>Segnale 15</i>	13.3 ± 8.2	15.4 ± 9.2	24.7 ± 18.2
<i>Segnale 16</i>	13.7 ± 9.0	15.0 ± 8.9	25.3 ± 15.9
<i>Segnale 17</i>	13.9 ± 9.5	14.7 ± 10.5	34.9 ± 49.2
<i>Segnale 18</i>	8.0 ± 5.2	9.0 ± 5.7	11.4 ± 5.0
<i>Segnale 19</i>	13.0 ± 8.5	7.9 ± 2.2	18.8 ± 17.1
<i>Segnale 20</i>	9.8 ± 5.8	14.1 ± 7.0	12.9 ± 4.4
<i>Segnale 21</i>	14.4 ± 10.3	15.6 ± 10.9	75.1 ± 97.6
<i>Segnale 22</i>	13.6 ± 8.4	14.8 ± 8.1	65.9 ± 87.0
<i>Segnale 23</i>	14.4 ± 10.0	14.6 ± 11.2	65.6 ± 9.6
<i>Segnale 24</i>	13.7 ± 8.9	14.5 ± 10.0	22.8 ± 15.0
<i>Segnale 25</i>	12.9 ± 7.8	17.1 ± 10.8	28.7 ± 23.9
<i>Segnale 26</i>	14.5 ± 9.8	15.4 ± 9.6	65.5 ± 72.9
<i>Segnale 27</i>	13.9 ± 8.9	15.2 ± 9.8	24.0 ± 17.9
<i>Segnale 28</i>	13.4 ± 9.2	12.3 ± 8.5	73.4 ± 82.5
<i>Segnale 29</i>	13.6 ± 8.7	15.8 ± 10.0	46.0 ± 36.2
<i>Segnale 30</i>	13.9 ± 9.0	15.7 ± 10.2	19.0 ± 12.4
Valori medio sui 30 segnali	13.4 ± 1.3	14.4 ± 2.3	36.7 ± 14.2

In riferimento al METODO 3, le tabelle **3.a.** e **3.b.** ci mostrano in media un positivo miglioramento del rapporto segnale rumore, sia utilizzando il filtro di denoising che servendoci della tecnica proposta in questo studio. Anche qui, come nel METODO 1, il rapporto segnale rumore del segnale ricostruito con l'approccio proposto è superiore al rapporto segnale rumore del segnale filtrato con la tecnica del denoising tramite wavelet. Questo porta a pensare che il filtraggio proposto in questo studio sia più efficace del denoising della wavelet. Tuttavia, possiamo notare che, per il muscolo gastrocnemio laterale, a volte non è stato possibile ricostruire il segnale.

Nei grafici sottostanti sono riportati dei segnali relativi al muscolo gastrocnemio laterale ed al muscolo tibiale anteriore, per tutti e tre i metodi. Nel pannello A, rispettivamente di colore rosso e di colore blu, vi sono il segnale grezzo ed il segnale filtrato con il denoising, Nel pannello B si trovano, invece, rispettivamente di colore nero e magenta, il segnale grezzo e quello ricostruito con l'approccio adottato in questo studio.

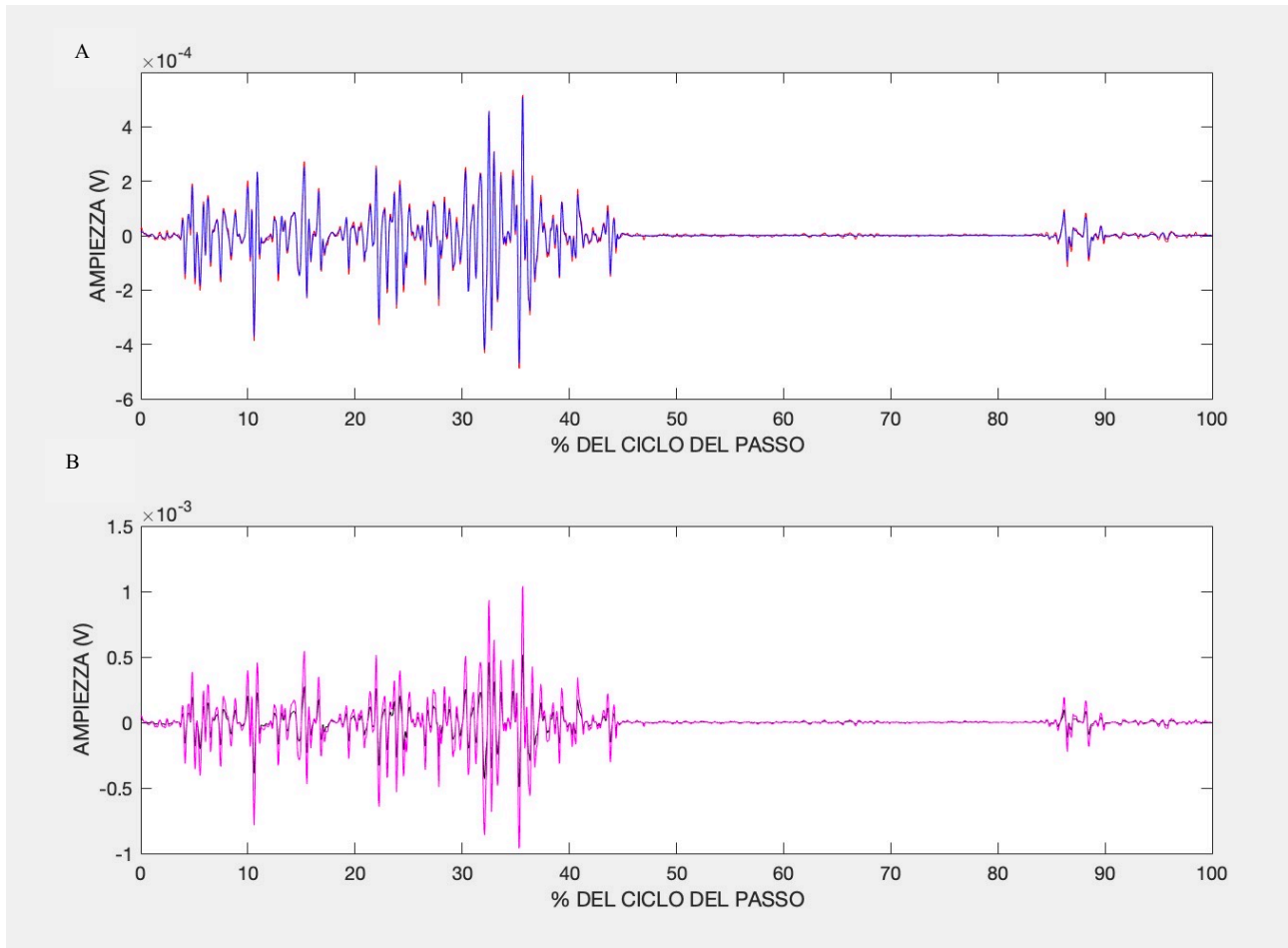


Figura 6.1, A e B- Muscolo gastrocnemio laterale, con SNR calcolato secondo il METODO 1

Dalla Figura 6.1 si nota che entrambe le tecniche di filtraggio migliorano la qualità del segnale; nello specifico, in questo particolare passo, scelto come rappresentativo, le due tecniche non si dimostrano alquanto differenti nella qualità del filtraggio, per cui i valori riportati in **Tabella 1.a.**, secondo cui il rapporto segnale rumore del segnale ricostruito (SNR segnale ricostruito) fosse maggiore del rapporto segnale rumore del segnale filtrato con la tecnica del denoising della wavelet (SNR denoise), non sono così evidenti a livello grafico.

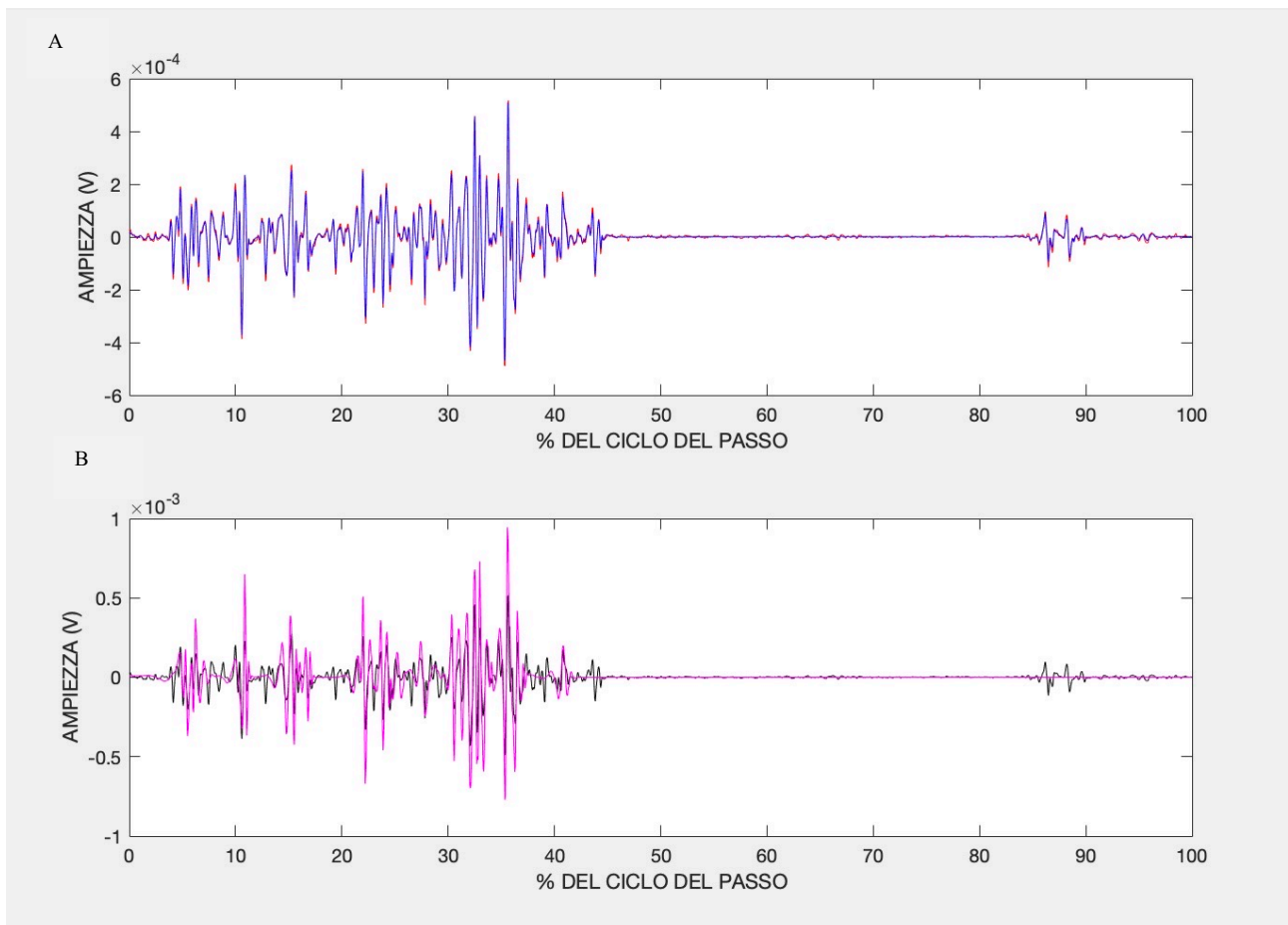


Figura 6.2, A e B- Muscolo gastrocnemio laterale, con SNR calcolato secondo il METODO 2

Dalla figura 6.2 risulta che, anche in questo caso, il segnale è più pulito dopo entrambe le tecniche di filtraggio adottate. Si nota anche che il segnale ricostruito con l'approccio adottato in questo studio presenta meno rumore (Figura 6.2.B) se confrontato con il segnale filtrato con il denoising (Figura 6.2.A). Perciò, a dispetto dei valori in **Tabella 2.a.**, secondo cui il rapporto segnale rumore del segnale filtrato con la tecnica denoising del wavelet (SNR denoise) fosse maggiore rispetto al rapporto segnale rumore del segnale ricostruito (SNR segnale ricostruito), possiamo constatare, a livello grafico, che per questo passo l'approccio proposto in questo studio applicato al METODO 2 risulta più efficace del denoising della wavelet nel rimuovere il rumore dal segnale.

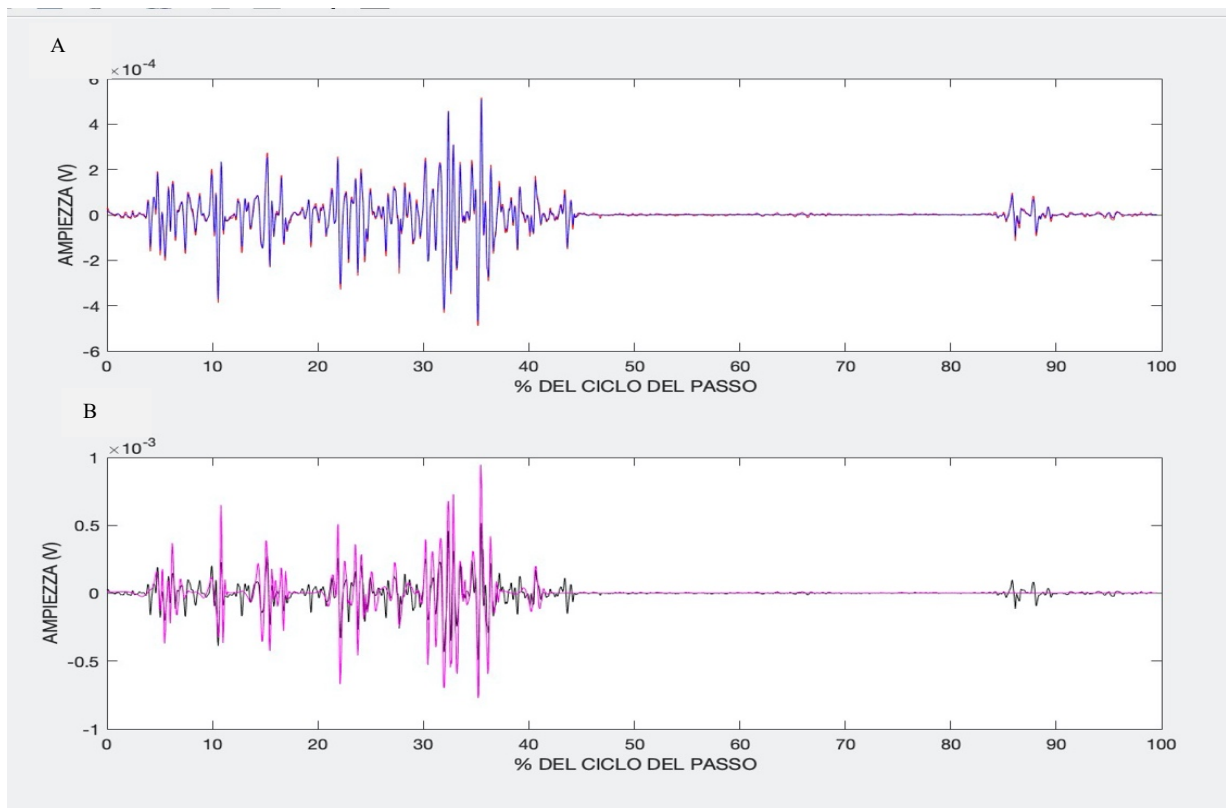


Figura 6.3, A e B- Muscolo gastrocnemio laterale, con SNR calcolato secondo il METODO 3

Dalla figura 6.3 si evince che entrambe le tecniche di filtraggio sono efficaci nel rimuovere rumore; inoltre, il segnale ricostruito secondo la tecnica proposta (Figura 6.3.B) è più pulito del segnale filtrato con la tecnica del denoising (Figura 6.3.A), confermando così i valori in **Tabella 3.a**.

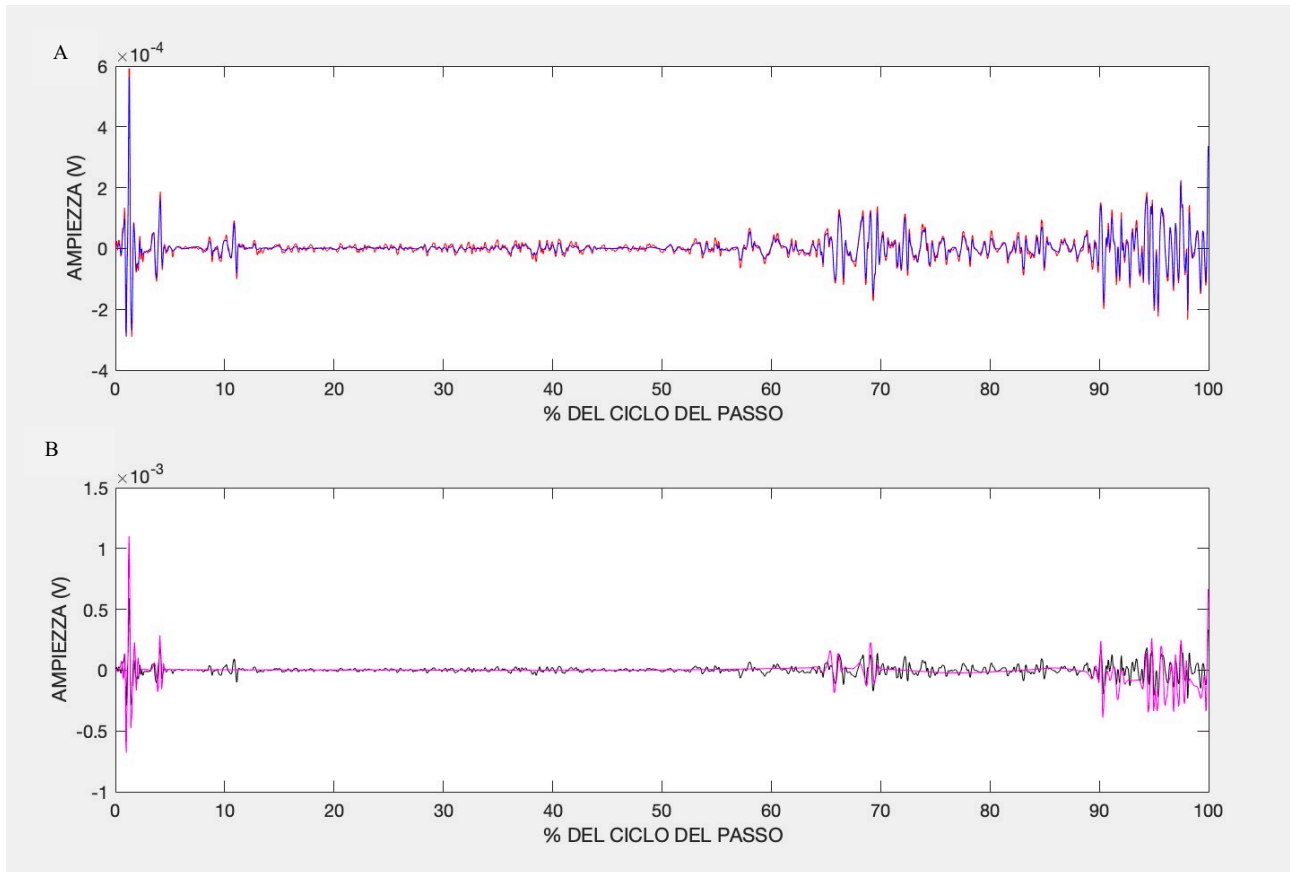


Figura 6.4, A e B- Muscolo tibiale anteriore, con SNR calcolato secondo il METODO 1

Dalla Figura 6.4 si osserva che entrambe le tecniche di filtraggio producono dei segnali più puliti se confrontati con il segnale grezzo. In questo passo, la tecnica proposta in questo studio (Figura 6.4.B) risulta migliore del filtraggio tramite denoising della wavelet (Figura 6.4.A), confermando quindi i valori in **Tabella 1.b**.

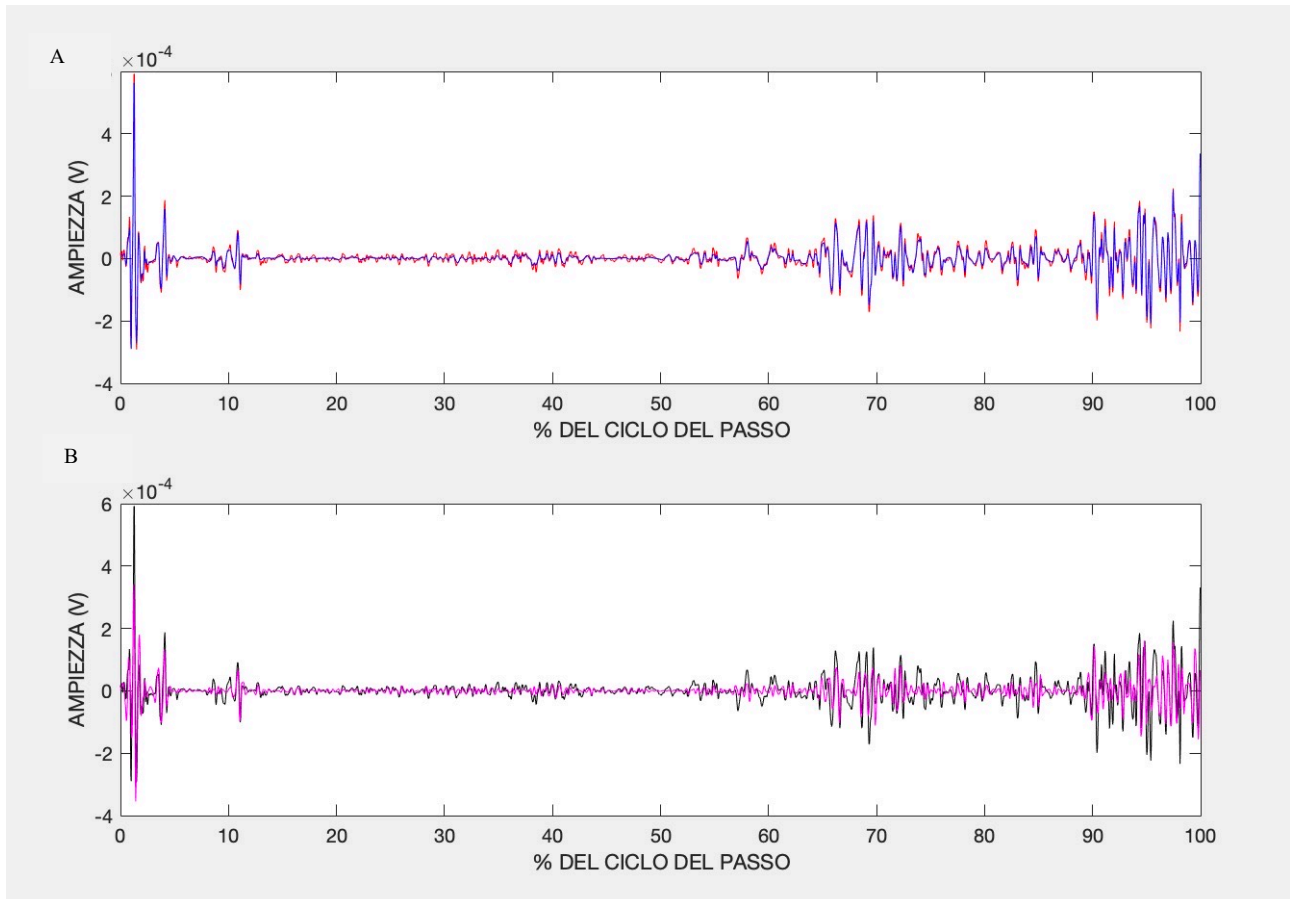


Figura 6.5, A e B- Muscolo tibiale anteriore, con SNR calcolato secondo il METODO 2

Confrontando Figura 6.6.A e Figura 6.6.B, notiamo che, sebbene entrambe le tecniche siano efficaci nel rimuovere il rumore, il segnale ricostruito con l'approccio presentato in questo studio (Figura 6.6.B) risulta più pulito per il passo qui analizzato, andando quindi a confutare i risultati ottenuti in **Tabella 2.b.**, secondo cui, basandosi sui valori di SNR segnale ricostruito e SNR denoise, il filtraggio con la tecnica del denoising fosse migliore della tecnica presentata.

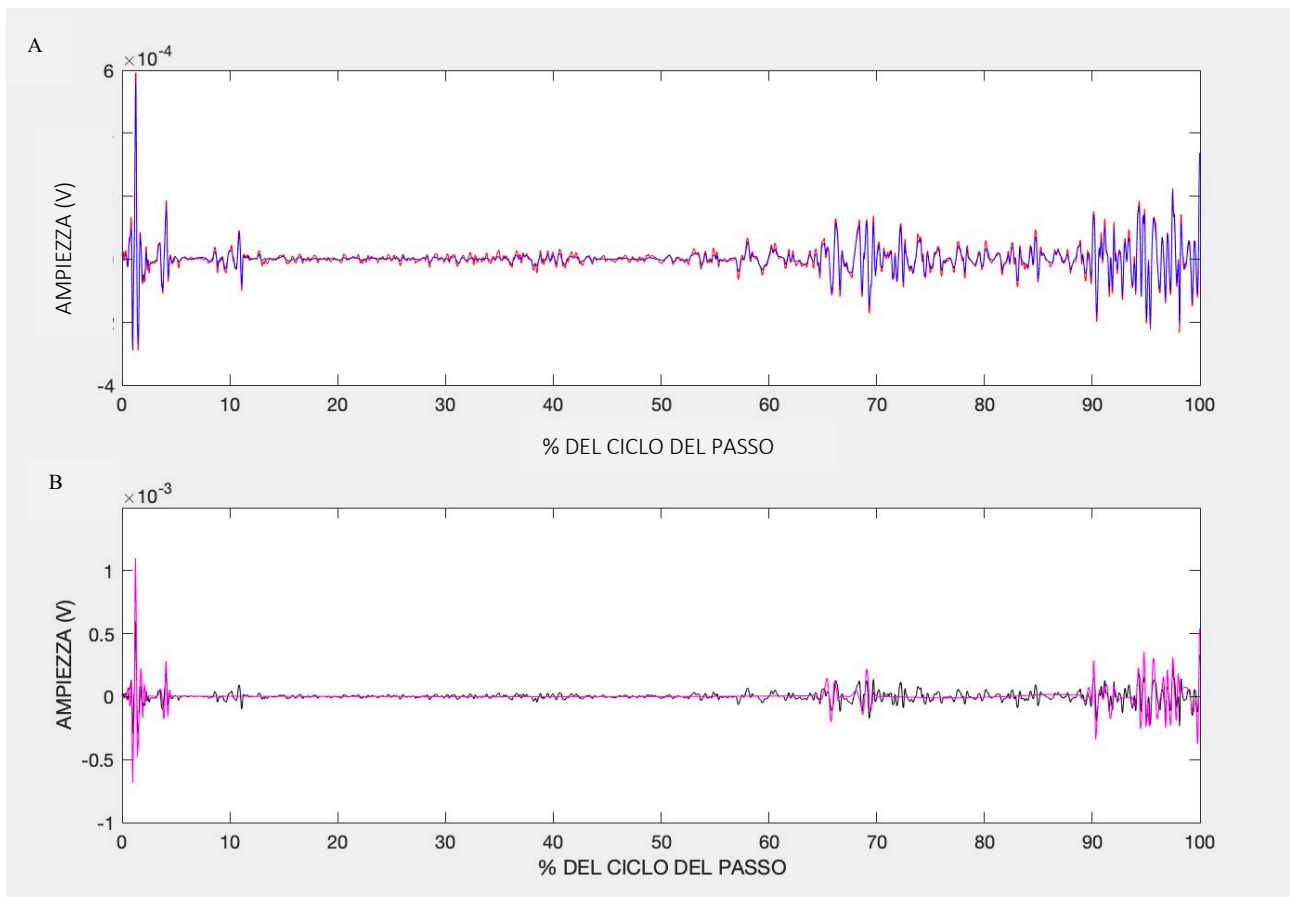


Figura 6.6, A e B- Muscolo tibiale anteriore, con SNR calcolato secondo il METODO 3

Dalla Figura 6.6 risulta evidente che, per il passo studiato, la tecnica di filtraggio proposta in questo studio (Figura 6.6.B.) sia più efficace nel rimuovere rumore rispetto alla tecnica denoising della wavelet (Figura 6.6.A.).

Ne consegue che i valori in **Tabella 2.b.**, secondo cui il rapporto segnale rumore del segnale ricostruito fosse maggiore del rapporto segnale rumore del segnale filtrato con la tecnica denoise, sono confermati.

Dopo aver confrontato la qualità dei due filtri sulla base del rapporto segnale rumore (SNR), è stato applicato l'algoritmo di ON-OFF al segnale ottenuto con il criterio della ricostruzione precedentemente descritto, al fine di valutare se la tecnica di filtraggio introdotta nel presente studio sia in grado di dare un contributo per affinare la stima degli istanti di attivazione muscolare durante il cammino. L'algoritmo riconosce come effettive attivazioni solo quelle che hanno una durata di 30ms tra ON e OFF. [18]

Nei seguenti grafici viene riportato un unico esempio, sempre relativo allo stesso passo dello stesso segnale, al fine di evidenziare eventuali somiglianze e/o differenze tra i vari METODI. È importante sottolineare che le figure seguenti sono rappresentative di un singolo caso, per cui non possono essere prese come modello esemplificativo per tutti i passi di tutti i segnali.

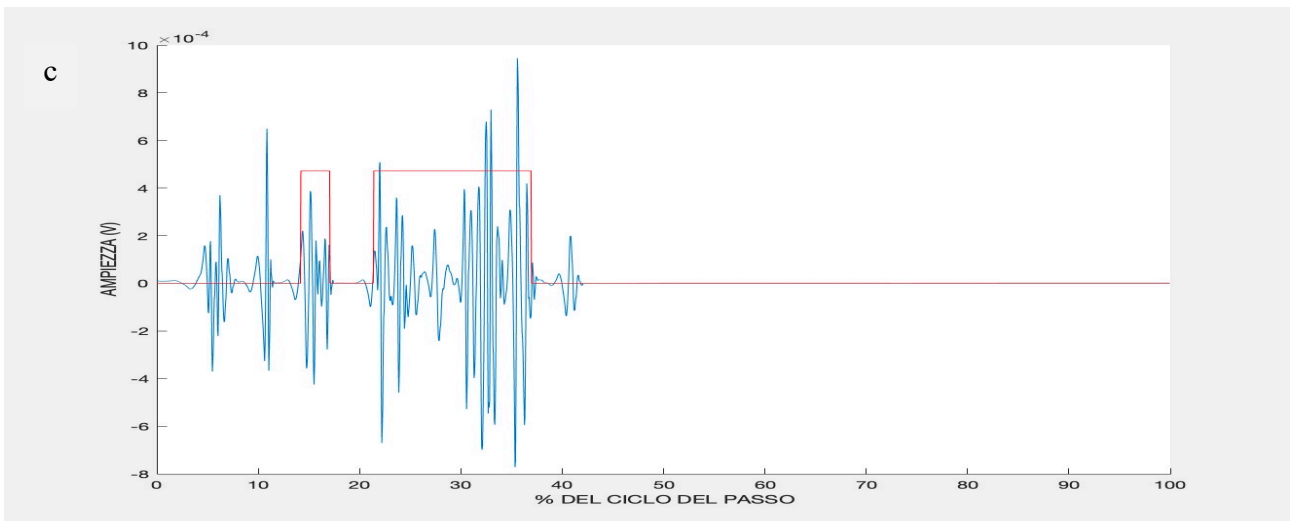
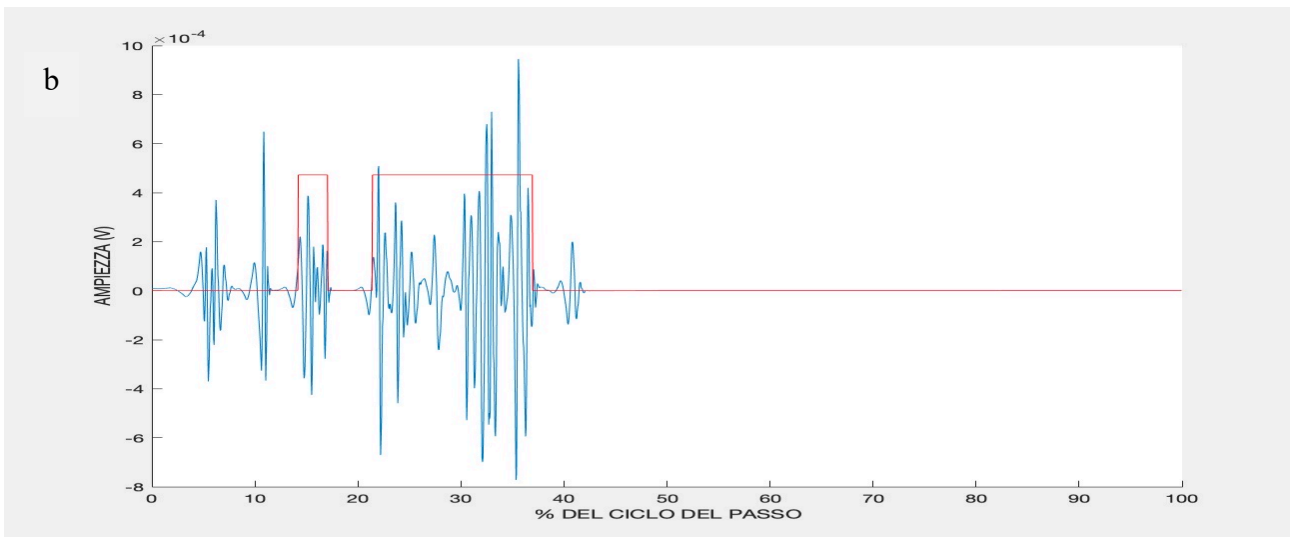
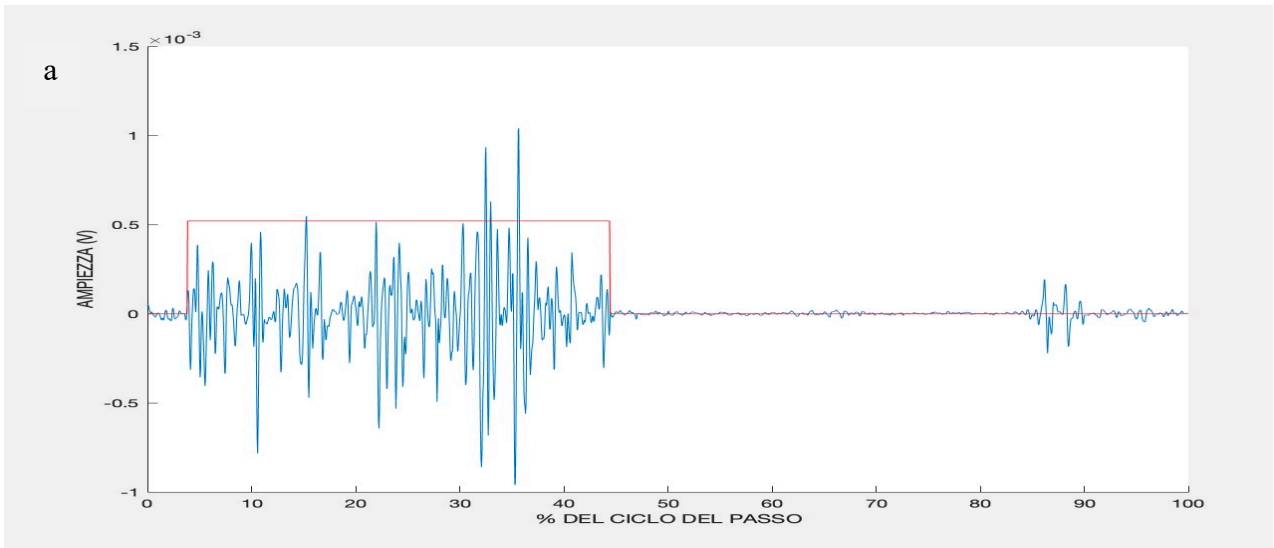


Figura 6.7 a,b,c – Attivazioni muscolari del Gastrocnemio Laterale, per METODO 1 (a), METODO 2 (b), METODO 3 (c), sul segnale ricostruito.

Dalla Figura 6.7 si nota che le 3 attivazioni non sono uniformi; in particolare, con il METODO 1 (Figura 6.7.a), il muscolo sembra attivarsi prima ed in aggiunta risulta attivo per un periodo di tempo più lungo, mentre con il METODO 2 (Figura 6.7.b) ed il METODO 3 (Figura 6.7.c) sembra attivarsi più tardi e per meno tempo. Inoltre, per il METODO 2 ed il METODO 3, ci si accorge che il muscolo non è attivo per un periodo continuo, bensì sembra attivarsi, interrompere la sua attività, e poi riprenderla. Questo risulta dal filtraggio più elevato apportato dai METODI 2 e 3, se confrontati con il METODO 1.

In generale, per tutti e tre i metodi, si nota che il muscolo Gastrocnemio Laterale risulta attivo nella fase F (appoggio singolo) e nella fase P (spinta), anche se, per i METODI 2 e 3, l'attivazione nella fase P è molto breve.

Queste attivazioni rispecchiano l'attività del gastrocnemio laterale, responsabile della flessione plantare del piede all'articolazione tibiotarsica, e della flessione dorsale della gamba in corrispondenza dell'articolazione del ginocchio.

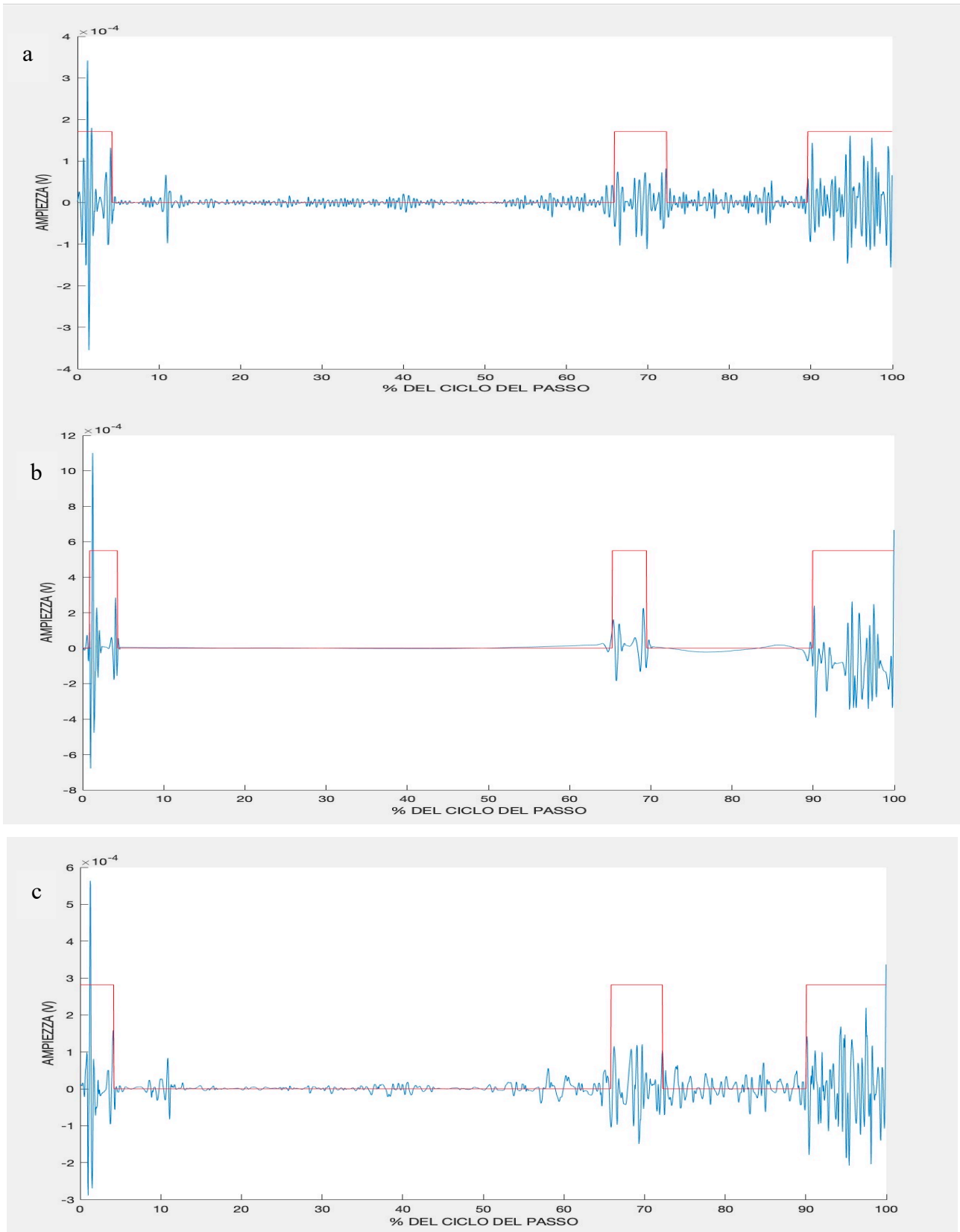


Figura 6.8 a,b,c – Attivazioni muscolari del Tibiale Anteriore, per METODO 1 (a), METODO 2 (b), METODO 3 (c), sul segnale ricostruito.

Dalla Figura 6.8, risulta che le attivazioni muscolari del tibiale anteriore sono uniformi, per tutti e 3 i metodi.

Il muscolo tibiale anteriore risulta attivo durante la fase H (frenata) e la fase S (oscillazione), in quanto è responsabile della flessione dorsale del piede in corrispondenza della caviglia.

Confrontando le Figure 6.7 e 6.8 si nota che i muscoli Gastrocnemio Laterale e Tibiale Anteriore presentano attivazioni opposte, confermando quindi il loro antagonismo.

7- DISCUSSIONE E CONCLUSIONI

Il presente lavoro di tesi propone una nuova tecnica di filtraggio del segnale elettromiografico che consiste nel decomporre il segnale sEMG attraverso alcuni parametri in frequenza tipici della trasformata wavelet (dettagli e approssimazioni) e nel ricostruire il segnale includendo solo quei parametri che presentino un SNR che vada a migliorare l'SNR del segnale sEMG originale. Dai risultati riportati nel capitolo precedente, possiamo affermare, in generale, che l'approccio proposto ha una propria valenza. Esso si rivela un metodo molto versatile, in grado di filtrare segnali variabili quali quelli del cammino. Con la tecnica presentata in questo studio siamo, infatti, in grado di adattare il filtraggio al tipo di segnale che stiamo considerando.

I risultati hanno mostrato inoltre che l'efficacia del metodo dipende dagli intervalli temporali in cui vengono calcolate le SD di segnale e rumore per la quantificazione dell'SNR. Tre approcci sono stati testati: 1) la SD del segnale è stata calcolata in un intervallo di 100 campioni intorno al massimo del segnale sEMG nel singolo passo, mentre per il rumore la SD è stata calcolata in un intorno, sempre di 100 campioni, del minimo.; 2) la SD del segnale è stata calcolata in un intervallo di 100 campioni intorno al massimo del segnale sEMG nel singolo passo, mentre per il rumore la SD è stata calcolata su tutto il passo; 3) la SD del segnale è stata calcolata in un intervallo di 100 campioni intorno al massimo del segnale sEMG nel singolo passo, mentre per il rumore la SD è stata valutata nell'intorno precedente a quello appena citato. Tutti e tre gli approcci hanno evidenziato come il metodo proposto sia in grado di innalzare l'SNR, aumentando quindi la qualità del segnale. Alcune differenze si sono però evidenziate a seconda del metodo scelto per il calcolo dell'SNR. In particolare, ci sentiamo di proporre il metodo 1 come approccio migliore, in quanto il metodo di filtraggio qui proposto sembra avere delle performance superiori quando l'SNR è calcolato con il metodo 1. Esso, difatti, può essere applicato a tutti i segnali; nondimeno è in grado di restituire dei segnali con SNR più elevato sia rispetto all'SNR grezzo, che all'SNR del segnale filtrato col denoising, rivelandosi così un'ottima alternativa ad un filtraggio predefinito e fissato, qual è il wavelet denoising [7,8].

Per quanto concerne le attivazioni muscolari, notiamo che il METODO 1 fornisce un'attivazione compatibile con quella fisiologica umana tipica del cammino [13], mentre i METODI 2 e 3 restituiscono delle attivazioni più imprecise che sembrano non essere del tutto congruenti con gli

intervalli di attivazione dei muscoli flessori della caviglia riportati in letteratura [14,20]. Anche in questo caso, quindi, potremmo affermare che il METODO 1 si rivela più adeguato all'obiettivo rispetto agli altri due METODI. Tuttavia, l'analisi dell'efficacia del presente approccio al fine di incrementare la capacità di algoritmi noti in letteratura per l'individuazione del reclutamento muscolare non può essere considerata esaustiva in quanto nel presente studio, questa analisi è stata realizzata solo su alcuni passi esemplificativi e non in maniera sistematica, come fatto invece per il calcolo dell'SNR. Ulteriori studi saranno quindi necessari per poter valutare il presente approccio a tal fine e per estendere il campo di validità dei risultati ottenuti anche in situazioni di cammino patologico, dove la qualità del segnale EMG può essere ancora più variabile.

Dobbiamo tenere a mente che in questo studio è stato riportato un solo passo rappresentativo di un singolo segnale, mentre nella pratica sono stati analizzati 30 segnali, e quindi svariate migliaia di passi. Non è quindi possibile esprimere un giudizio a priori sul contributo che questo approccio dà al miglioramento dell'individuazione degli istanti di On-Off dei muscoli durante il cammino. Possiamo limitarci a dire che per, il passo riportato come esempio, tutti e 3 i metodi si rivelano sufficientemente buoni, anche se il METODO 1 si dimostra il più efficace.

8- BIBLIOGRAFIA

- [1] Raez, M.B.I., Hussain, M.S., Mohd-Yasin, F.: Techniques of EMG signal analysis: detection, processing, classification and applications. *Biological procedures online* 8, 11-35 (2006).
- [2] Chowdhury, R.H., Reaz, M.B., Ali, M.A. et al: Surface Electromyography Signal Pro-cessing and Classification Techniques. *Sensors (Basel)* 13(9), 12431–12466 (2013).
- [3] Istenic, R., Kaplanis, P., Pattichis, C.S. et al: Analysis of Neuromuscular Disorders Using Statistical and Entropy Metrics on Surface EMG. *WSEAS Transactions on Signal Pro-cessing* 4(2), 28-35 (2008).
- [4] Amrutha, N., Arul, V.H.: A Review on Noises in EMG Signal and its Removal. *International Journal of Scientific and Research Publications* 7(5), (2017).
- [5] De Luca, C. J., Gilmore, L.D., Kuznetsov, M., Roy, S. H.: Filtering the surface EMG signal: Movement artifact and baseline noise contamination. *Journal of Biomechanics* 43(8), 1573-1578 (2010).
- [6] Sobahi, N. M.: Denoising of EMG Signals Based on Wavelet Transform. *Asian Transactions on Engineering* 1(5), 2221-4267, (2011).
- [7] Bhoi, A. K., Tamang, J. S., Mishra, P.: Wavelet packet based Denoising of EMG Signal. *International Journal of Engineering Research and Development* 4(2), 78-83 (2012).
- [8] Donoho D.L., De-Noising by Soft-Thresholding. *IEEE Transaction on Information Theory* 41(3), 613–627 (1995).
- [9] Ambrosi G., Cantino D., Castano P., Correr S., D’Este L., Donato R. F., Familiari G., Fornai F., Gulisano M., Iannello A., Magaudo L, Marcello M. F., Martelli A. M., Pacini P., Rende M., Rossi P., Sforza C., Tacchetti C., Toni R., Zummo G.: *Anatomia dell’uomo*, edi-ermes, 2006.
- [10] <https://sites.google.com/site/lacontrazionemuscolare/home/ciclo-dei-ponti-trasversali>
- [11] Merletti R., Farina D.: *Surface Electromyography: Physiology, Engineering, and Applications*, Wiley-IEEE Press, 2016.
- [12] http://www.medicaltec.it/dem/DEM_STEP32.html
- [13] Perry J.: *Gait Analysis, Normal and Pathological Function*, Thorofare (NJ): Slack Incorporated, 1992.

- [14] <https://www.neuropsicomotricista.it/argomenti/673-tesi-di-laurea/il-dispendio-energetico-nei-bambini-con-patologia-neuromotoria/3594-la-valutazione-della-funzione-cammino-introduzione-alla-gait-analysis-e-fondamenti-di-cinesiologia-del-movimento.html>
- [15] <https://www.cristianfrancavilla.it/analisi-del-cammino/>
- [16] <http://seniam.org>
- [17] Agostini V., Balestra G., Knaflitz M.: Segmentation and Classification of Gait Cycles, IEEE Trans. Neural Syst. Rehabil. Eng. 2014;22(5):946-52
- [18] Bonato P., D'Alessio T., Knaflitz M.: A Statistical Method for the Measurement of Muscle Activation Intervals from Surface Myoelectric Signal During Gait, IEEE Trans. Biomed. Eng. 45 (1998) 287-299
- [19] Di Nardo F., Mengarelli A., Maranesi E., Burattini L., Fioretti S.: Gender differences in the myoelectric activity of lower limb muscles in young healthy subjects during walking , Biomedical Signal Processing and Control 19 (2015) 14-22