



UNIVERSITÀ POLITECNICA DELLE MARCHE
FACOLTÀ DI INGEGNERIA

Corso di Laurea triennale in

Ingegneria biomedica

**STIMA DELL'ATTIVITÀ MUSCOLARE
NEL DOMINIO TEMPO-FREQUENZA**

**ASSESSMENT OF MUSCULAR ACTIVATION
IN TIME-FREQUENCY DOMAIN**

Relatore:

Prof. FRANCESCO DI NARDO

Candidato:

FEDERICA FRANCONI

Correlatore:

Dott.ssa ANNACHIARA STRAZZA

Anno Accademico 2018/2019

INDICE

INTRODUZIONE.....	6
1. ANATOMIA E FISIOLOGIA DEI MUSCOLI.....	7
1.1 Struttura dei muscoli scheletrici.....	7
1.2 Contrazione muscolare.....	10
1.2.1 Il meccanismo di scorrimento.....	10
1.2.2 Il potenziale d'azione.....	12
1.2.3 Innervazione dei muscoli.....	14
1.3 Muscoli della gamba.....	15
1.3.1 Tibiale anteriore.....	15
1.3.2 Gastrocnemio laterale.....	15
2. Elettromiografia di superficie.....	17
2.1 Il segnale EMG.....	17
2.2 STEP 32.....	18
2.2.1 L'unità paziente.....	19
2.2.2 PCI card.....	20
2.2.3 I sensori.....	20

3. ANALISI DEL CAMMINO.....	24
3.1 Il cammino.....	24
3.2 Le fasi del ciclo passo.....	25
3.3 Controllo muscolare del ciclo del passo.....	27
4. ANALISI WAVELET.....	30
4.1 Trasformata Wavelet.....	30
4.2 Wavelet denoising.....	35
4.3 Wavelet multilevel decomposition.....	36
5. MATERIALI E METODI.....	38
5.1 Studio sperimentale.....	38
5.1.1 Soggetti.....	38
5.1.2 Acquisizione del segnale.....	38
5.1.3 Elettrodi.....	39
5.1.4 Il Protocollo SENIAM.....	40
5.1.4.1 Elettrodi per il tibiale anteriore.....	40
5.1.4.2 Elettrodi per il gastrocnemio laterale.....	41
5.2 Processing del segnale.....	42
5.2.1 Wavelet denoising.....	44
5.2.2 Algoritmo On-Off.....	52

6. RISULTATI.....	54
7. DISCUSSIONE E CONCLUSIONI.....	78
BIBLIOGRAFIA.....	79
RINGRAZIAMENTI.....	81

INTRODUZIONE

La stima dei tempi di attivazione e disattivazione dei muscoli scheletrici durante il movimento è di fondamentale importanza nell'elaborazione del segnale elettromiografico di superficie, in particolare in campi come la chirurgia ortopedica e la riabilitazione. In letteratura [1] sono numerosi gli studi che si occupano della valutazione dell'attività muscolare durante il cammino.

In questo lavoro trattiamo l'applicazione di una nuova tecnica nel dominio tempo-frequenza per mettere in evidenza gli intervalli di attivazione muscolare.

In condizioni dinamiche con segnali non stazionari introduciamo il dominio tempo-frequenza. La trasformata Wavelet è una funzione matematica che consente di quantificare le variazioni temporali del contenuto in frequenza, senza perdere informazioni in nessuno dei due domini. Inoltre l'impiego della trasformata Wavelet risolve il problema della risoluzione: ci consente di avere alle alte frequenze una buona risoluzione nel tempo, alle basse frequenze una buona risoluzione in frequenza. La trasformata Wavelet viene adoperata come approccio innovativo anche per il denoising. Quest'ultimo prevede la scomposizione del segnale di partenza e la sua successiva ricostruzione scegliendo specifiche componenti: solamente quelle con maggiore contenuto informativo e meno rumore possibile rispetto al segnale originale.

In questo studio sperimentale applichiamo la tecnica di denoising e l'algoritmo on/off per mostrare le attivazioni dei muscoli su segnali EMG di superficie (sEMG) di 4 soggetti sani. Lo scopo è quello di provarne e discuterne la validità in un contesto reale. In particolare viene stimata l'attività muscolare di gastrocnemio laterale (GL) e di tibiale anteriore (TA) che sono responsabili rispettivamente della flessione plantare e della flessione dorsale e sono attivi rispettivamente nella fase di appoggio e di oscillazione.

1. ANATOMIA E FISIOLOGIA DEI MUSCOLI

1.1 Struttura dei muscoli scheletrici

I muscoli sono costituiti da tessuto muscolare deputato alla contrazione. Essi sono responsabili di tutti i tipi di movimento che avvengono nell'organismo e l'attività muscolare è essenziale per il mantenimento di molte funzioni vitali come circolazione sanguigna, respirazione, digestione dei cibi e di altre funzioni come il mantenimento della postura, la locomozione, la fonazione, ecc. Possiamo distinguere tra: muscolo liscio, involontario e presente nei visceri, attivato per via riflessa dal sistema nervoso autonomo in risposta a stimoli diversi e muscolo striato, scheletrico, attivato dal SNC, attraverso le fibre nervose motorie, in risposta ad un desiderio cosciente. Il muscolo cardiaco, pur essendo striato, è involontario.

Trattiamo in particolare i muscoli scheletrici che sono i componenti attivi per l'apparato locomotore. Sono costituiti da una parte rossa carnosa che è il ventre e da una parte lucente definita tendine che si inserisce sull'osso. Il tessuto muscolare striato scheletrico è formato da fibre che hanno la possibilità di accorciarsi volontariamente. Quando queste si contraggono si sviluppa una forza che trasmessa alle ossa consente l'esecuzione dei movimenti. Sulla base dei diversi movimenti delle diverse parti del corpo è possibile distinguere muscoli flessori ed estensori, adduttori e abduttori, pronatori e supinatori, rotatori interni ed esterni che si classificano anche come muscoli sinergici e antagonisti a seconda che tra gli uni e gli altri vi sia collaborazione o contrasto d'azione [18].

Le fibre muscolari (figura 1.1) (con un diametro compreso tra 10 e 80 micron) sono formate da strutture cilindriche dette miofibrille, che consistono in tante catene molecolari composte da mecano-proteine (actina e miosina), che si aggregano in unità definite sarcomeri.

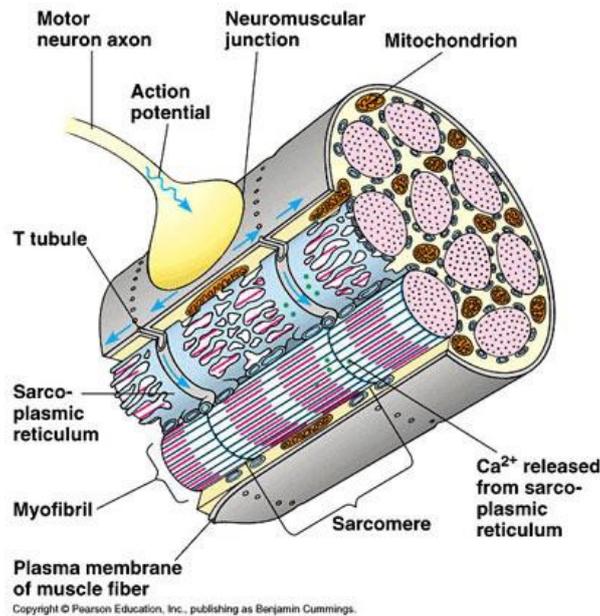


Figura 1.1. Struttura di una fibra muscolare

Il sarcomero è l'unità anatomico-funzionale del muscolo, cioè la più piccola struttura muscolare in grado di sviluppare forza ed accorciarsi, delimitato da striature di natura proteica dette linee Z, che hanno lo scopo di unire meccanicamente i capi terminali di due sarcomeri contigui (figura 1.2). I sarcomeri sono dunque connessi in serie lungo le miofibrille.

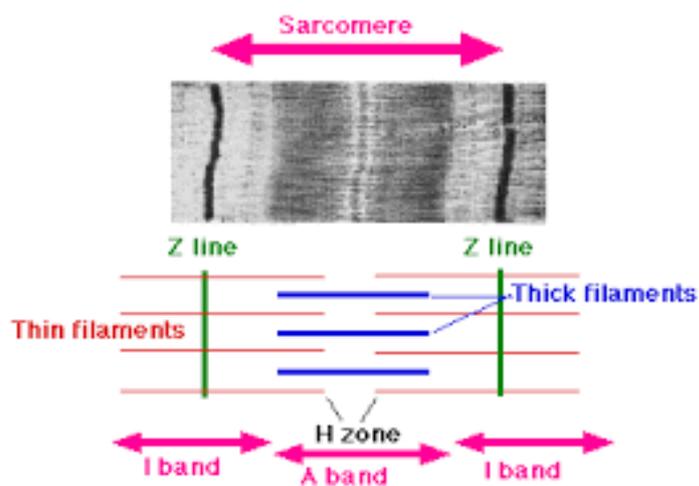


Figura 1.2. Struttura del sarcomero.

Alle estremità della fibra muscolare il sarcolemma che è la membrana che ricopre la fibra, si fonde con una fibra tendinea. Le fibre tendinee, a loro volta, si riuniscono in fascicoli e formano tendini muscolari che si inseriscono nelle ossa, collegando muscoli e scheletro.

Le proteine contrattili che costituiscono il sarcomero sono organizzate in fasci ordinati di filamenti sottili (corrispondenti alle bande chiare) e filamenti spessi (corrispondenti alle bande scure) che scorrono gli uni sugli altri durante la contrazione ed il rilassamento. I filamenti sottili sono connessi direttamente ai dischi Z e sono composti da actina, troponina e tropomiosina e trasmettono la forza. I filamenti spessi sono composti da molecole di miosina che generano forza e sono stabilizzati meccanicamente da altre proteine del citoscheletro. La miosina è una grossa molecola costituita da una testa e da una coda. Le code di miosina si aggregano per formare i filamenti spessi, mentre le teste si proiettano lateralmente verso i filamenti sottili. Ogni testa, chiamata ponte trasversale, contiene due siti di legame per l'actina e due siti capaci di idrolizzare ATP in ADP e fosfato organico (Pi). La tropomiosina è formata da due catene a spirale e viene inserita nell'actina mentre la troponina è composta da 3 subunità globulari ed è legata ad intervalli regolari alla tropomiosina [2] (figura 1.3).

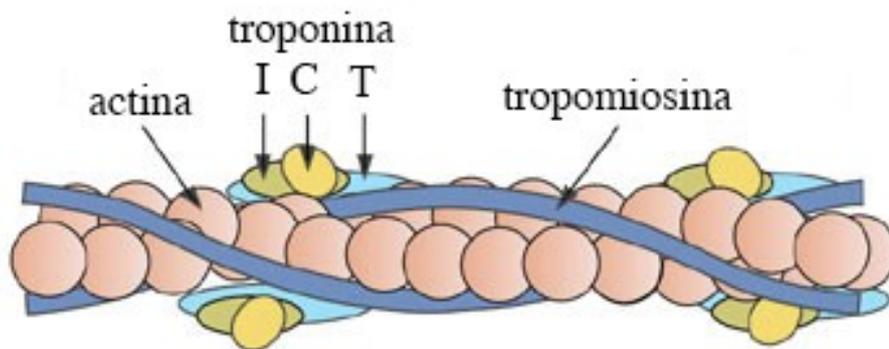


Figura 1.3. I costituenti il tessuto muscolare

Ogni fibra è innervata da una terminazione nervosa. Il collegamento tra fibra nervosa e fibra muscolare prende il nome di placca (o giunzione) neuromuscolare.

L'unità motoria (UM) (figura 1.4) è il raggruppamento funzionale costituito da un singolo assone e da tutte le cellule muscolari che esso innerva. Le unità motorie sono alla base della contrazione.

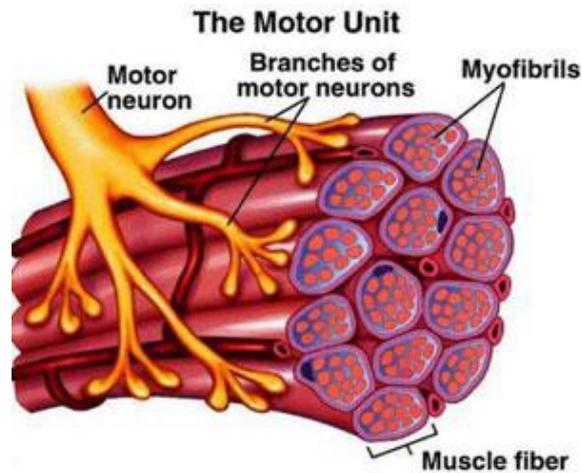


Figura 1.4. Rappresentazione dell'unità motoria.

1.2 Contrazione muscolare

1.2.1 Il meccanismo di scorrimento

L'accorciamento del sarcomero durante la contrazione muscolare avviene grazie allo scorrimento dei filamenti spessi e sottili l'uno sull'altro. La forza generata dal muscolo dipende dall'azione dei ponti trasversali. Il fenomeno va sotto il nome di meccanismo di scorrimento e può essere suddiviso schematicamente in diverse fasi che si ripetono ciclicamente (figura 1.5):

- 1) Inizialmente il muscolo è in fase di rilassamento. Alla testa della miosina è attaccata una molecola di ATP. I complessi troponina-tropomiosina dei filamenti sottili non sono legati a Ca^{2+} e quindi bloccano i siti di legame dell'actina.
- 2) Avviene l'idrolisi dell'ATP in ADP e fosfato con liberazione dell'energia necessaria per la contrazione. Grazie a questa energia la testa della molecola di miosina cambia posizione e diventa disponibile a legarsi ad un sito presente sull'actina. A questo punto dalle cisterne del reticolo sarcoplasmatico vengono liberati ioni Ca^{2+} che si legano ai siti della troponina. Questo legame provoca un cambiamento di conformazione a livello del filamento sottile che determina l'esposizione dei siti di legame dell'actina e di conseguenza le teste di miosina possono attaccarsi ad essi formando ponti trasversali tra filamenti spessi e sottili.
- 3) Quando l'ADP ed il fosfato si staccano dalla testa della miosina, questa si piega e ruota sviluppando forze longitudinali che spingono i filamenti spessi e sottili a sovrapporsi, provocando l'accorciamento della fibra muscolare.

4) Alla fine dell'impulso meccanico una nuova molecola di ATP si lega alla testa della miosina; questa si stacca dal suo legame rendendo possibile l'innesco di un nuovo ciclo. Un singolo ciclo di un ponte trasversale provoca uno spostamento su scala molecolare di circa 10 nm e sviluppa una forza esigua di circa $5 \cdot 10^{-12}$ N. Occorre il lavoro di milioni di ponti trasversali con cicli asincroni per sviluppare forze elevate e produrre un accorciamento notevole del sarcomero.

Il ciclo si può arrestare quando non sono più disponibili riserve di ATP. L'energia liberata dall'idrolisi dell'ATP viene in parte persa come calore ed in parte convertita in lavoro meccanico.

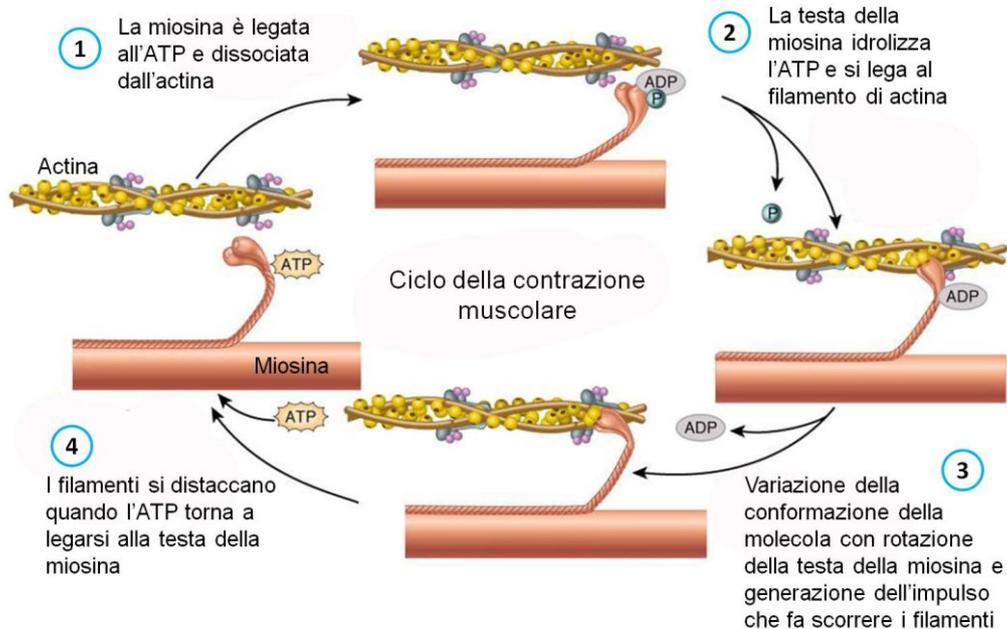


Figura 1.5. Schema del ciclo della contrazione muscolare.

1.2.2 Il potenziale d'azione

Le fibre muscolari si eccitano tramite controllo neurale.

Il **sarcolemma** è la membrana semipermeabile che ricopre la fibra muscolare ed è permeabile agli ioni sodio Na^+ e potassio K^+ che possono attraversarla attraverso canali specifici (trasporto passivo dovuto a gradiente di concentrazione). Quando la fibra muscolare è a **riposo** esiste una differenza di potenziale **tra interno e esterno** pari a $-70/-90$ mV. Il potenziale all'esterno, dove si ha eccesso di carica positiva (alta concentrazione di ioni sodio Na^+ e cloro Cl^-), è maggiore di quello all'interno della membrana dove vi è un eccesso di carica negativa (alta concentrazione di ioni POTASSIO K^+ e di anioni proteici). Il potenziale di riposo è mantenuto costante dall'attività della **pompa sodio potassio** (trasporto attivo) che mantiene costanti le concentrazioni di K^+ e Na^+ dentro e fuori dalla membrana. Gli ioni sodio (Na^+) vengono trasportati all'esterno della cellula e quelli potassio (K^+) verso l'interno, entrambi **contro i rispettivi gradienti di concentrazione**. Infatti il trasporto attivo, richiede energia: per ogni molecola di ATP, tre Na^+ vengono portati fuori e due K^+ dentro.

Se in un punto della membrana si supera un certo **potenziale di soglia** (circa -60 mv) la depolarizzazione locale della membrana causa un **potenziale di azione** che sale velocemente fino a un valore positivo di circa $+30$ mV. La situazione iniziale viene immediatamente ristabilita attraverso una fase di **ripolarizzazione** che può essere seguita da una fase di iperpolarizzazione in cui il potenziale scende al di sotto del valore di riposo. Il superamento del potenziale di soglia può essere indotto **chimicamente** (attraverso la stimolazione neurale alla giunzione neuromuscolare) o attraverso l'imposizione di una **corrente dall'esterno** (elettrostimolazione).

• **Depolarizzazione/ripolarizzazione della membrana** (figura 1.6):

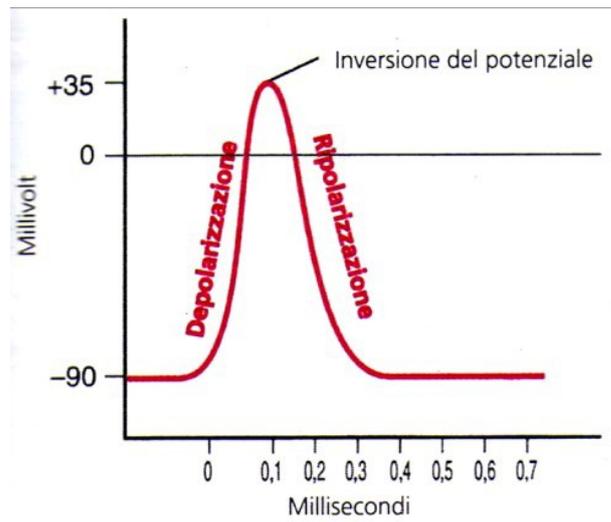


Figura 1.6. Il potenziale d'azione.

1. **evento eccitatorio**: cariche positive di Na^+ entrano nella cellula e il potenziale raggiunge il valore di **soglia** (circa -60 mV);
2. alla tensione di soglia si aprono i canali per Na^+ (canali sodio voltaggio-dipendenti) e si ha un ingresso massiccio di Na^+ e dunque un'ulteriore **depolarizzazione** per cui il potenziale incrementa molto velocemente fino ad un valore di + 30 mV;
3. raggiunta questa tensione di picco, si ha la chiusura dei canali Na^+ e l'apertura dei canali K^+ (canali potassio voltaggio-dipendenti) con l'uscita di K^+ e la ripolarizzazione della membrana;
4. quando si ritorna all'incirca al valore di tensione iniziale, i canali per il K^+ si chiudono. Se rimangono aperti anche quando la cellula ha raggiunto il potenziale di riposo, può fuoriuscire un ulteriore quantitativo di potassio e la cellula per un breve periodo di tempo può essere iperpolarizzata. In seguito l'azione della pompa sodio-potassio riporta la situazione alla condizione iniziale.

Durante la fase di depolarizzazione e gran parte della ripolarizzazione, la cellula non può essere nuovamente attivata. Si tratta del **periodo refrattario**, di fondamentale importanza per la propagazione dello stimolo muscolare.

Si parla del potenziale d'azione in termini di risposta del **tutto o nulla**: se non si raggiunge il valore soglia, non si genera alcun potenziale d'azione; se si supera il valore soglia, si sviluppa il potenziale d'azione, il cui valore è sempre uguale in ampiezza.

1.2.3 Innervazione dei muscoli

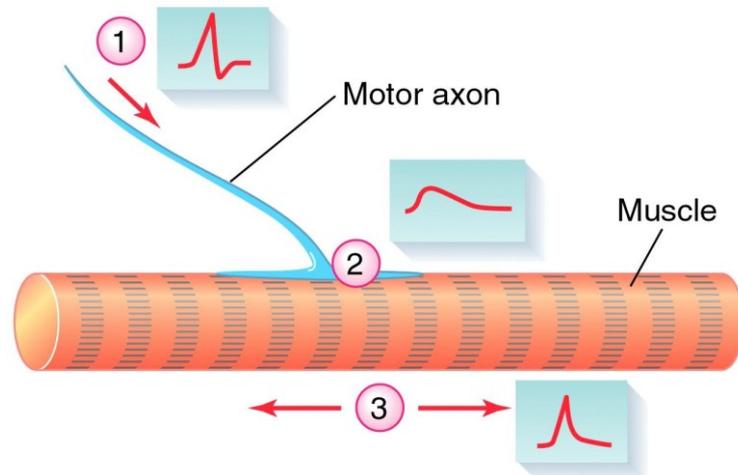


Figura 1.7. Innervazione delle fibre muscolari da parte del motoneurone.

Ciascuna fibra muscolare è innervata da un motoneurone (placca neuromuscolare) (figura 1.7). I motoneuroni alfa sono i neuroni impiegati nella giunzione neuromuscolare e sono responsabili dell'eccitazione del muscolo. Essi generano la forza con la quale il muscolo si contrae. La stimolazione del nervo motorio viene trasmessa alla fibra muscolare a livello della placca motrice. Lo stimolo nervoso, arrivato alla parte terminale presinaptica del nervo, libera quanti di acetilcolina (ACH) che si diffondono attraverso lo spazio sinaptico. Segue la depolarizzazione della zona postsinaptica motoria. Da qui la depolarizzazione si propaga lungo tutta la fibra muscolare e dà origine alla risposta contrattile [5]. Questa eccitazione causa il rilascio di ioni calcio (Ca^{2+}) nello spazio intracellulare della fibra muscolare e la conseguente **contrazione** (accorciamento) della fibra stessa dovuta a una serie di processi chimici concatenati.

La propagazione del potenziale d'azione si basa sulla generazione di nuovi potenziali d'azione nei punti successivi della fibra muscolare. Infatti si crea una differenza di potenziale tra il punto in cui si sviluppa il potenziale d'azione e le zone vicine che sono a riposo. Dunque tra la zona attiva e quella inattiva, si crea una **corrente locale** che avvia la depolarizzazione della zona inattiva fino alla soglia per la nascita di un nuovo potenziale d'azione e così via. Questo si propaga sulla fibra muscolare senza subire alcuna attenuazione in ampiezza. Grazie al periodo refrattario lo stimolo può propagarsi solo in avanti.

1.3 Muscoli della gamba

La gamba è la regione anatomica tra la coscia e il piede. Tra la gamba e la coscia è presente l'articolazione del ginocchio mentre tra la gamba e il piede quella della caviglia. Nella gamba i muscoli sono 13. Abbiamo sei flessori, due estensori, due adduttori e tre abduttori. Tutti questi muscoli contribuiscono ai movimenti fondamentali della locomozione, ovvero alla flessione plantare, dorsi-flessione, estensione della gamba e dei piedi. In particolare ci occupiamo di trattare quei muscoli che intervengono nel complesso caviglia-piede e agiscono come *flessori plantari* e *dorsi-flessori* della caviglia.

1.3.1 Tibiale Anteriore

Il muscolo tibiale anteriore (figura 1.8) flette dorsalmente, adduce e ruota medialmente il piede, realizzando un movimento complesso detto globalmente intrarotazione del piede [3].



Figura 1.8. Muscolo tibiale anteriore.

1.3.2 Gastrocnemio laterale

Il gastrocnemio laterale (figura 1.9) forma insieme al soleo il muscolo tricipite della sura. I due muscoli si inseriscono in un unico tendine che è il tendine di Achille. Il gastrocnemio si compone di due capi, uno laterale e uno mediale, che vengono detti gemelli. La sua funzione è quella di flettere plantarmente il piede. Inoltre flette anche la

gamba sulla coscia. Il gastrocnemio costituisce uno degli esempi di leva che si osservano nel corpo umano se si pensa all'azione di leva esercitata quando ci si solleva sulle punte [3].



Figura 1.9. Muscolo gastrocnemio laterale.

2. Elettromiografia di superficie

2.1 Il segnale EMG

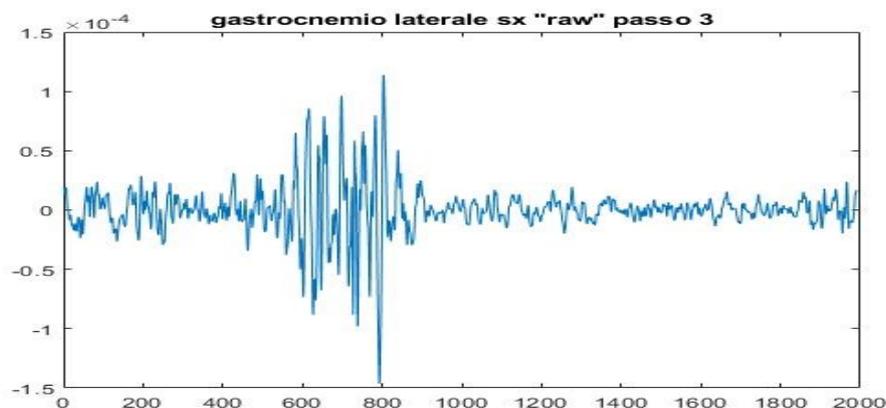


Figura 2.1. Esempio di un segnale EMG.

Per **elettromiografia** si intende la registrazione dell'attività elettrica prodotta dal muscolo durante la sua contrazione. Il segnale EMG (figura 2.1) si basa sulla raccolta dei potenziali d'azione alla membrana della fibra muscolare dovuto ai processi di depolarizzazione e ripolarizzazione. Recentemente numerosi settori, clinici e non, hanno utilizzato tecniche di prelievo, registrazione ed elaborazione del segnale EMG per diversi tipi di applicazioni: valutazione della forza muscolare, test isometrici, studio della fatica muscolare, studio e terapia del dolore, studio del controllo del movimento, analisi prestazionali in medicina dello sport, studio del cammino, valutazioni dell'attività muscolare in generale.

L'elettromiografia di superficie è una procedura non invasiva effettuata utilizzando un gruppo di elettrodi che vengono collocati sulla superficie della pelle in diverse posizioni (figura 2.2). Lo svantaggio è che non riescono ad andare in profondità per l'acquisizione, mentre il vantaggio è che rendono possibile l'effettuazione di registrazioni sia in condizioni di sforzo statico che dinamico, quindi durante l'esecuzione di esercizi o gesti funzionali. Nel tessuto muscolare umano, l'ampiezza del potenziale d'azione dipende dal diametro della fibra muscolare, dalla distanza tra la fibra muscolare e la posizione dell'elettrodo (la quantità di tessuto interposto tra la sorgente e gli elettrodi può attenuare l'ampiezza del segnale) e dalle proprietà filtranti dello stesso.



Figura 2.2 Esempio di un soggetto che viene preparato per acquisizione di un segnale sEMG.

L'esame EMG fornisce risultati caratteristici che permettono la distinzione tra una malattia muscolare (miopatia, ad es. distrofie, miositi) e una malattia del sistema nervoso periferico (neuropatia o sindromi di compressione di una radice di un nervo periferico da ernia del disco o la sindrome del tunnel carpale). Infatti la tecnica EMG è utilizzata come contributo per diagnosticare i disturbi neuromuscolari, determinare la necessità di un intervento chirurgico, assistere la valutazione della prognosi di disturbi che coinvolgono lesioni muscolari e monitorare gli effetti dei programmi di riabilitazione [4].

Il segnale EMG contiene l'informazione analogica delle modalità di funzionamento delle fibre muscolari. L'acquisizione del segnale che poi deve essere processato al computer, necessita l'applicazione di alcuni fondamentali componenti elettronici che devono costituire l'interfaccia con l'organismo vivente [5].

2.2 STEP 32

STEP 32 [6] è un sistema elettromedicale sviluppato da DemItalia s.r.l. per l'analisi statistica del cammino che permette di registrare simultaneamente fino a 32 segnali. Con i suoi algoritmi di elaborazione, permette di analizzare centinaia di passi in modo completamente automatico e permette così di valutare le reali capacità motorie del paziente, fornendo risultati affidabili e ripetibili.

Il sistema è composto da:

- un personal computer P4 con un sistema operativo Windows XP;
- l'unità paziente che viene fissata alla cinghia del soggetto sottoposto all'esame;

- un cavo di collegamento lungo 12 metri che collega la scheda PCI all'unità paziente;
- una serie di sensori di diverse tipologie: basografici, goniometrici, accelerometrici, elettromiografici e altri da collegare all'unità paziente secondo necessità.

Il software di questo sistema è un applicativo chiamato STEP 32-DV. E' possibile registrare l'esame con una videocamera digitale standard (DV) e il video, in formato AVI, è sincronizzato con i segnali registrati dai sensori collegati all'unità paziente. E' possibile rivedere i file dei segnali acquisiti a diverse velocità di scorrimento, anche alla modalità "slow motion".

2.2.1 L'unità paziente

L'unità paziente (Figura 2.3) è di dimensioni e peso contenuti e ogni canale di ingresso può essere collegato ad un sensore qualsiasi. L'unità paziente riconosce in modo autonomo il tipo di sensore e si adegua al tipo di segnale da registrare. È inoltre possibile variare a passi discreti il valore di amplificazione direttamente via software su 8 livelli (1,2,6,10,20,30,40,50). Il dispositivo non contiene batterie o accumulatori, ma viene alimentato tramite un cavo direttamente collegato al computer. I segnali vengono campionati alla frequenza di 2KHz e sono poi convertiti da un convertitore A/D a 12 bit.



Figura 2.3. L'unità paziente.

2.2.2 PCI card

La scheda PCI (figura 2.4) è conforme agli standard dimensionali e ha un'interfaccia PCI standard a 32 MHz a 32 bit. La scheda consente di alimentare e controllare l'unità paziente e la sua sicurezza, secondo i requisiti corrispondenti ai dispositivi elettromedicali di tipo BF (IEC 601-1). La scheda PCI è inserita nel computer e consente di registrare fino a 16 segnali dell'unità paziente. Per i 16 segnali analogici, la frequenza di campionamento può variare da 800 Hz a 10 kHz (per canale) con una risoluzione di 14 bit. La dinamica dell'ingresso può essere selezionata da $\pm 1,25$ V a ± 10 V tramite software. Ci sono anche 8 linee di ingresso, 8 linee di uscita digitali e 2 linee di uscita analogiche collegate a un convertitore D/A a 8 bit.

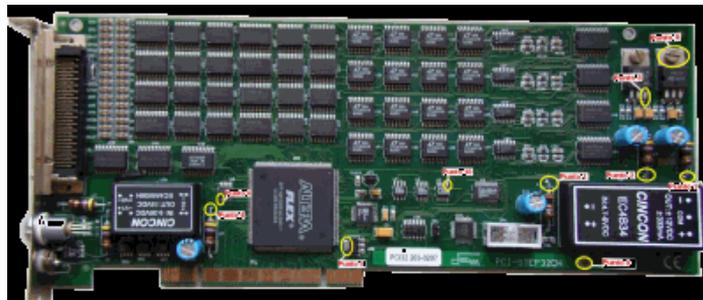


Figura 2.4. PCI card.

2.2.3 I sensori

Il sistema ha una vasta gamma di sensori, suddivisi in:

- Interruttori basografici: descrivono il contatto tra il piede e il suolo e definiscono la sequenza e la durata di ciascuna fase del passo. Sono 3, applicati nel tallone e nella prima e quinta testa metatarsale. I tre contatti sono collegati all'unità paziente tramite un convertitore A/D a 3 bit. Ogni interruttore occupa un canale di registrazione per ogni

piede. Si hanno interruttori basografici molto sottili e altamente sensibili (Figura 2.5) oppure interruttori più spessi e dieci volte meno sensibili (Figura 2.6).



Figura 2.5. Interruttori basografici sottili.



Figura 2.6 Interruttori basografici spessi.

- Sensori goniometrici (Figura 2.7): misurano le escursioni angolari sui piani sagittale o frontale delle articolazioni dell'anca, del ginocchio e della caviglia. L'elettrogoniometro è essenzialmente un potenziometro montato su una struttura a parallelogramma articolato: questa permette un facile posizionamento del sensore perché riesce a compensare la variabilità del posizionamento del centro di rotazione articolare.

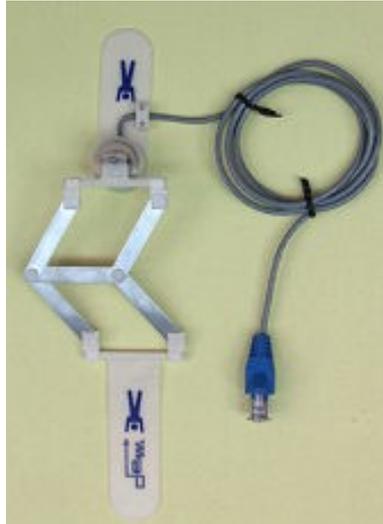


Figura 2.7. Sensore goniometrico

- Sonde elettromiografiche: per misure non invasive e per la raccolta del segnale con rumore molto basso. STEP 32 offre la più vasta gamma di sonde per elettromiografia: cinque diversi modelli in grado di soddisfare tutte le esigenze cliniche e di ricerca. Possono essere sia a geometria fissa (Figura 2.8) sia variabile (Figura 2.9).



Figura 2.8. Sonde a geometria fissa

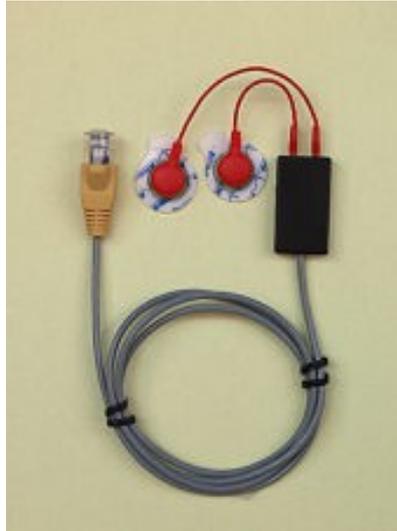


Figura 2.9. Sonde a geometria variabile.

- Accelerometri mono e biassiali. Il secondo tipo misura l'accelerazione lungo due assi perpendicolari; è utile per studi combinati con il cammino, come per esempio lo studio del tremore.
- Sonda elettrocardiografica per l'eventuale monitoraggio del cuore durante il cammino del soggetto.

3. ANALISI DEL CAMMINO

3.1 Il cammino

Il cammino è il metodo di locomozione usato dagli esseri umani che fa uso di due gambe in modo alternato per produrre sostentamento e propulsione in maniera che almeno una di esse sia sempre in contatto con il terreno [19]. Esso coinvolge attivamente buona parte dell'apparato muscolo scheletrico e nervoso. Il cammino utilizza una sequenza ripetitiva di movimento degli arti al fine di far avanzare il corpo mantenendo contemporaneamente la stabilità dell'appoggio.



Figura 3.1. Gait analysis.

L'obiettivo della gait analysis (figura 3.1) è l'osservazione, valutazione e monitoraggio dei percorsi terapeutici di numerose patologie. Si serve di dati di tipo cinematico basati sull'analisi delle variazioni degli angoli articolari e sulle misurazioni di alcuni parametri spazio-temporali e si appoggia allo studio e all'analisi di segnali EMG di superficie relativi all'attività elettrica dei muscoli.

Il ciclo del passo è l'intervallo temporale compreso tra l'inizio dell'appoggio di un piede e l'inizio dell'appoggio successivo del medesimo piede a terra [7]. Lo dividiamo in fase di appoggio e fase di oscillazione. L'appoggio ('stance') è il termine utilizzato per identificare l'intero periodo durante il quale il piede è in contatto con il terreno e inizia con il contatto iniziale. Il termine oscillazione ('swing') si riferisce al tempo in cui il piede si trova sollevato per l'avanzamento dell'arto: l'oscillazione inizia quando il piede si distacca dal suolo. Per ogni gamba circa il 60% del ciclo è rappresentato dalla fase di appoggio, mentre il 40% è dedicato alla sospensione [19].

La fase di appoggio è divisa in tre intervalli:

1. Doppio appoggio iniziale, che è l'inizio del ciclo dell'andatura: rappresenta il momento in cui entrambi i piedi sono in contatto con il terreno, immediatamente dopo il contatto iniziale.
2. Appoggio singolo, che inizia quando il piede opposto viene staccato per la fase di oscillazione; tutto il peso corporeo pesa su questa estremità.
3. Doppio appoggio terminale, che inizia con il contatto a terra dell'altro piede e continua fino a quando l'arto che era di supporto viene staccato per l'oscillazione.

Ricordiamo che l'appoggio singolo di un arto significa oscillazione dell'altro arto [7].

3.2 Le fasi del ciclo del passo

Il ciclo del passo consiste di otto sotto fasi: contatto iniziale, risposta al carico, appoggio intermedio, appoggio terminale, preoscillazione, oscillazione iniziale, oscillazione intermedia, oscillazione terminale (figura 3.2). La combinazione delle fasi è in grado di far effettuare all'arto tre compiti di base: accettazione del carico, appoggio singolo e avanzamento dell'arto.

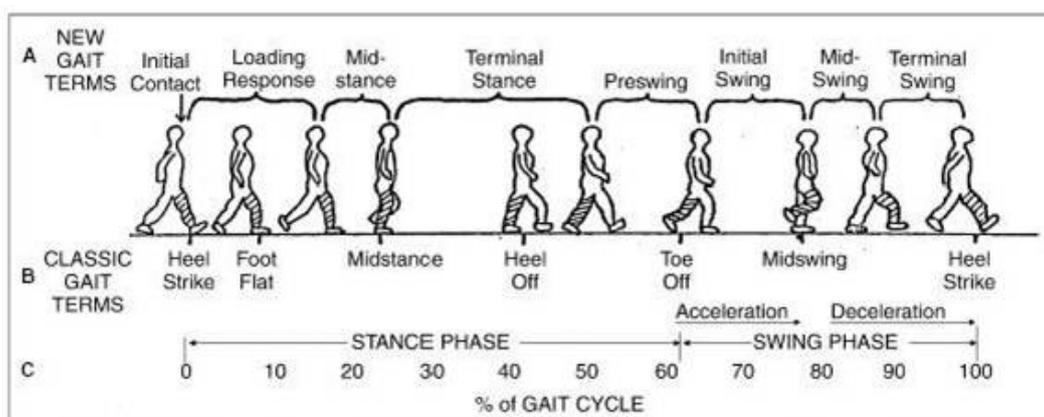


Figura 3.2. Le fasi del ciclo del passo.

Contatto iniziale.

Indica l'inizio del cammino che per le persone normali parte dal contatto del suolo con il tallone. L'arto è posizionato in modo da iniziare l'appoggio con il rotolamento del calcagno, mentre l'altro arto si trova alla fine della fase di appoggio terminale. L'anca è flessa (30°), si trova in una posizione instabile, il ginocchio è esteso. La tibiotarsica è in posizione neutra.

Risposta al carico.

E' il periodo iniziale di doppio appoggio. Inizia con il contatto iniziale al suolo e termina quando l'altro piede viene sollevato per l'oscillazione. Questa fase è fondamentale per l'assorbimento dell'impatto, la stabilità sotto carico e la conservazione della progressione. Il peso è trasferito sull'arto che avanza. Utilizzando il rotolamento del calcagno, il ginocchio è flesso fino a 15° per assorbire l'impatto, mentre l'anca gradualmente va in estensione, grazie al contributo soprattutto del grande gluteo e del grande adduttore. La tibiotarsica è in flessione plantare. L'altro arto si trova nella fase di preoscillazione.

Appoggio intermedio.

Comprende la prima metà dell'intervallo di appoggio singolo. Gli obiettivi sono la progressione sul piede in appoggio mediante la flessione dorsale della tibiotarsica (5°) e la stabilità dell'arto e del tronco, garantita dal ginocchio in estensione. L'anca, dai 30° gradi di flessione, si porta in progressiva estensione.

Appoggio terminale.

Questa fase conclude l'appoggio singolo. Inizia con il sollevamento del tallone, l'arto avanza per il rotolamento dell'avampiede e continua finché l'altro piede appoggia al suolo. Il ginocchio continua a estendersi per poi flettersi leggermente entro la fine della fase, mentre l'anca prosegue nell'estensione. Il peso del corpo è trasferito oltre l'avampiede; questo determina una progressione del corpo oltre il piede in appoggio. Si assiste alla rapida flessione plantare della tibiotarsica.

Preoscillazione.

Si tratta del secondo periodo di doppio appoggio. Il trasferimento del peso corporeo scarica rapidamente l'arto che si prepara all'oscillazione. Si ha un aumento della flessione plantare della tibiotarsica, un incremento della flessione del ginocchio mentre il controllo da parte

dell'adduttore lungo e del retto femorale causa il passaggio rapido da estensione a flessione dell'anca. La fase di preoscillazione è definita anche come periodo di accelerazione dell'arto.

Oscillazione iniziale.

Ha come obiettivo il sollevamento del piede dal suolo e l'avanzamento dell'arto, dovuto alla flessione dell'anca e all'accentuata flessione del ginocchio, causati da un'azione diretta dei muscoli dell'anca. Il distacco delle dita dà inizio all'azione di flessione dorsale della tibiotarsica.

Oscillazione intermedia.

Inizia quando l'arto oscillante è opposto all'arto sotto carico. Termina quando l'arto in oscillazione avanza e la tibia risulta verticale. L'avanzamento dell'arto è dato da un'ulteriore flessione dell'anca mentre il ginocchio si estende. La tibiotarsica è in posizione neutra.

Oscillazione terminale.

E' la fase finale dell'oscillazione e inizia con la tibia verticale e termina quando il piede prende contatto con il terreno. Ha come scopo il completo avanzamento dell'arto e la preparazione dell'arto per l'appoggio. Il ginocchio è disteso, l'anca cessa la flessione per intervento dei muscoli ischiocrurali e la tibiotarsica è ancora in posizione neutra, talvolta può verificarsi una tendenza verso una flessione plantare. Con la fine della fase si assiste all'attivazione del grande gluteo e grande adduttore per la necessità di far estendere l'anca con minimo coinvolgimento del ginocchio. Queste azioni preparano l'arto al contatto iniziale e ad un ulteriore periodo di carico [8].

3.3 Controllo muscolare del ciclo del passo

I muscoli che controllano la tibiotarsica agiscono come flessori dorsali o flessori plantari. I flessori plantari (Gastrocnemio e Soleo) sono attivi durante l'appoggio, mentre i flessori dorsali (come il tibiale anteriore) risultano i muscoli della fase di oscillazione. Nello specifico, l'intensità della contrazione del tibiale anteriore si accresce nell'oscillazione iniziale, si mantiene per tutta l'oscillazione intermedia e aumenta gradualmente nell'oscillazione terminale al fine di posizionare il piede per l'appoggio. Un'eccezione si ha quando i flessori dorsali partecipano per garantire la velocità di controllo di flessione

plantare della tibiotarsica nella fase di risposta al carico. Dunque i due picchi di intensità dei flessori dorsali sono in fase iniziale di oscillazione e in fase di risposta al carico. Per quanto riguarda i maggiori muscoli flessori plantari, l'azione del soleo inizia alla fine della fase di risposta al carico e continua per tutto l'appoggio intermedio. A poco a poco l'intensità di questo muscolo diminuisce fino a cessare in fase di preoscillazione. L'attivazione del gastrocnemio segue quella del soleo. L'intensità della contrazione aumenta in appoggio terminale per poi diminuire e cessare in preoscillazione. L'intervallo iniziale di flessione plantare richiede un notevole impegno dei muscoli pretibiali, che devono intervenire per decelerare la flessione plantare della tibiotarsica. Il secondo intervento dei flessori plantari prevede una bassa richiesta muscolare per il fatto che il peso corporeo viene trasferito rapidamente sull'altro piede nella prima metà della preoscillazione. Per quanto riguarda i due periodi di flessione dorsale, la prima flessione dorsale si verifica durante il singolo appoggio ed è un intervallo di alta richiesta, dal momento che il soleo e il gastrocnemio decelerano la velocità di avanzamento della tibia sul piede contro le forze di progressione del corpo. La seconda azione di flessione dorsale avviene durante l'oscillazione, quando il peso del piede deve essere controllato dal tibiale anteriore e dall'estensore lungo delle dita. Nella fase di contatto con il suolo, [7] la caviglia è a 90° per iniziare il rotolamento del calcagno che avviene in fase di risposta al carico. L'azione dei pretibiali vuole ridurre la velocità della flessione plantare della tibiotarsica. La caduta passiva sul piede e l'avanzamento attivo della tibia fanno ruotare il corpo in avanti sul calcagno. Un secondo vantaggio del controllo della flessione plantare della tibiotarsica garantisce l'assorbimento dell'impatto. In appoggio intermedio si attiva il soleo. La sua azione rallenta la velocità di avanzamento della tibia e la sua attività prosegue fino alla fine dell'appoggio intermedio, con lo scopo di favorire la progressione e la stabilità. La forte azione dei muscoli soleo e gastrocnemio stabilizza la flessione dorsale e permette il sollevamento del calcagno. In fase di appoggio terminale continua la flessione dorsale della tibiotarsica fino a quando l'altro piede prende contatto con il terreno, per cui inizia un rapido trasferimento del peso del corpo. Si assiste alla riduzione nell'attività di soleo e gastrocnemio. L'inizio dell'attività dei muscoli tibiale anteriore ed estensore delle dita decelera la caduta del piede e prepara il controllo della tibiotarsica e la rapida flessione del ginocchio per la successiva oscillazione. Al momento del distacco delle dita, la tibiotarsica si trova in flessione plantare, ma occorre convertire il movimento in flessione dorsale e qui intervengono i muscoli pretibiali. Il proseguimento della flessione dorsale della tibiotarsica comporta un distacco del piede dal

terreno. L'inerzia del piede comporta una richiesta elevata dell'attività del tibiale anteriore; questo intervento è per sostenere il piede contro la forza di gravità in flessione plantare.

4. ANALISI WAVELET

I metodi di analisi Wavelet sono stati sviluppati principalmente da Y. Meyer e dai suoi colleghi che ne hanno assicurato la diffusione. L'algoritmo principale è stato sviluppato da Stephane Mallat nel 1988. Da allora, la ricerca sulle Wavelet è diventata internazionale. Tale ricerca è particolarmente attiva negli stati Uniti e sono molto importanti il lavoro di scienziati come Ingrid Daubechies, Ronald Coifman e Victor Wickerhauser.

4.1 Trasformata Wavelet

La trasformata Wavelet è una funzione matematica che ci consente di fare un'analisi dei segnali sia in tempo che in frequenza, senza perdere informazioni in nessuno dei due domini. Al contrario la trasformata di Fourier è localizzata solo in frequenza. E' stata proposta un'alternativa alla trasformata di Fourier, ovvero la Short Time Fourier Transform (STFT) la quale viene definita come una trasformata di Fourier operata sul segnale originale moltiplicato per una funzione finestra, le cui dimensioni sono fisse sia in altezza che in larghezza. Invece nel caso della trasformata Wavelet è possibile utilizzare finestre di dimensione variabile, mantenendo l'area della finestra costante (figura 4.1).

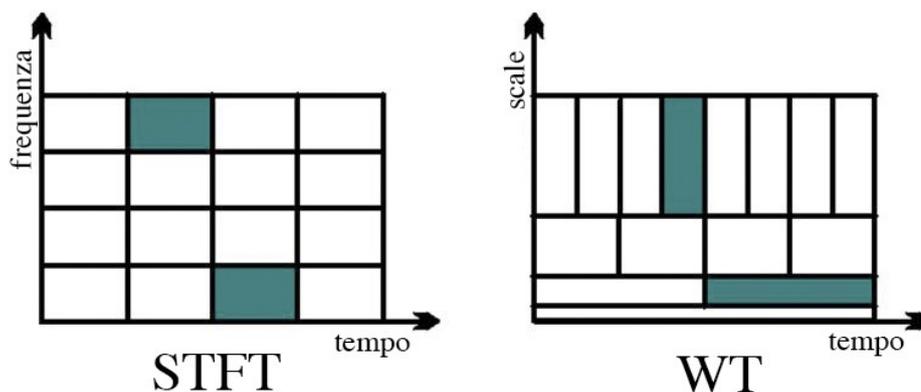


Figura 4.1. Differenza di finestraggio in STFT e in WT.

Inoltre con le WT alle basse frequenze si usano finestre grandi per mantenere una buona risoluzione in frequenza mentre alle alte frequenze si usano finestre strette per abbracciare un ampio range di frequenze e ottenere una buona risoluzione in tempo (figura 4.2) [9].

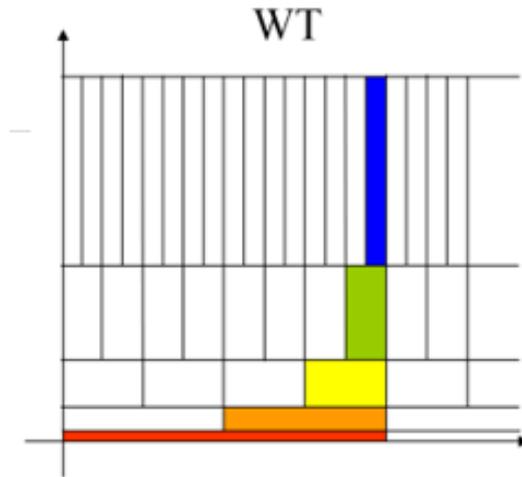


Figura 4.2. Finestraggio in WT.

Il dominio delle trasformate di Fourier contiene come funzioni di base seni e coseni mentre le trasformate Wavelet contengono un'infinità di funzioni di base chiamate mother Wavelet.

La trasformata Wavelet continua (CWT) (1) viene matematicamente definita come:

$$\text{CWT} = \int x(t) \psi^*(t) dt \quad (1)$$

L'integrale è un'operazione di convoluzione tra il segnale input $x(t)$ nel tempo e la Wavelet madre $\psi(t)$. Il risultato è dato da dei coefficienti che sono una funzione di scala e posizione.

$\psi(t)$ (2) è la mother Wavelet ed è definita come:

$$\psi(t) = \frac{1}{\sqrt{a}} \psi\left(\frac{t-b}{a}\right) \quad (2)$$

dove a, b rappresentano:

a- È il fattore di scala che consente di comprimere o estendere la funzione madre (figura 4.3).

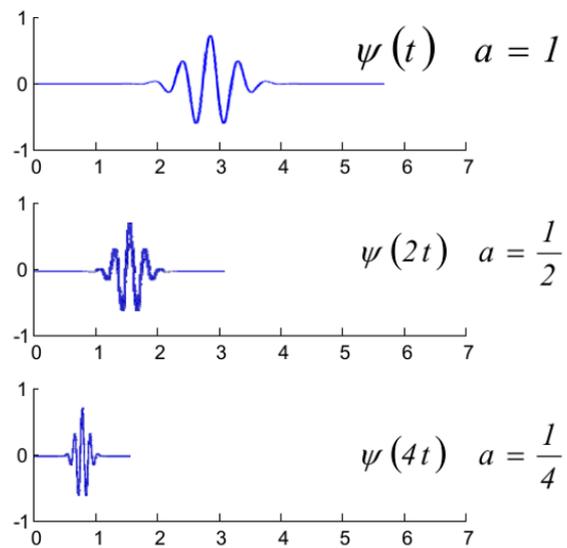


Figura 4.3. Scalatura.

b- E' il fattore di shift che anticipa o ritarda la funzione (figura 4.4).

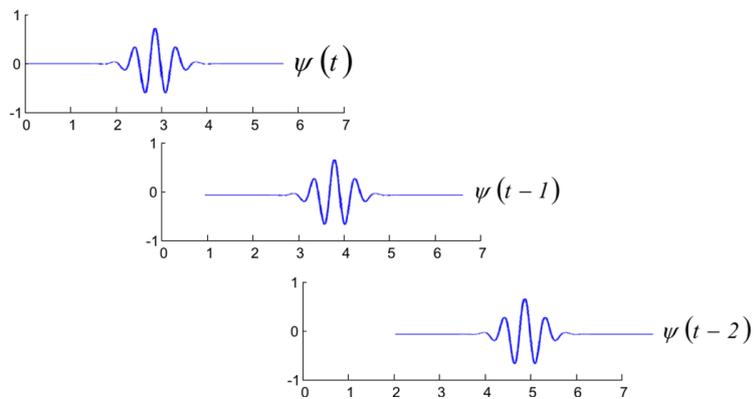


Figura 4.4. Traslazione.

- Il fattore di scala corrisponde alle informazioni in frequenza.
- Il fattore di traslazione fa riferimento alla localizzazione nel tempo della funzione Wavelet.

Ci sono differenti famiglie di funzioni madre:

- HAAR WAVELET (figura 4.5) che è la più semplice. E' discontinua e assomiglia a una funzione gradino.

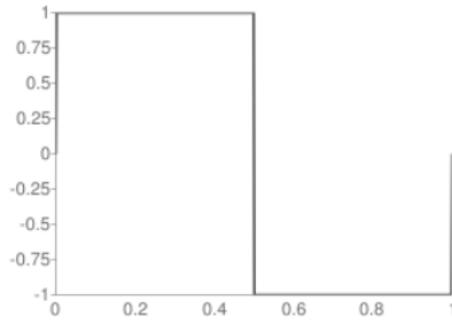


Figura 4.5. Haar Wavelet.

- DAUBECHIES WAVELET (figura 4.6). Indicata come dbN ed N sta per l'ordine.

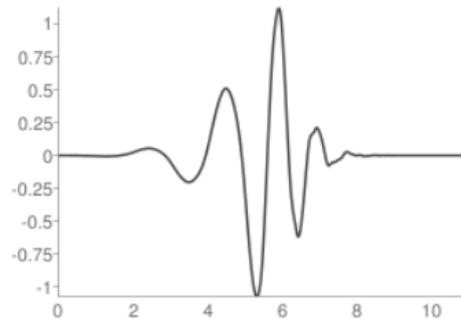


Figura 4.6. Daubechies.

- COIFLETS WAVELET (figura 4.7).

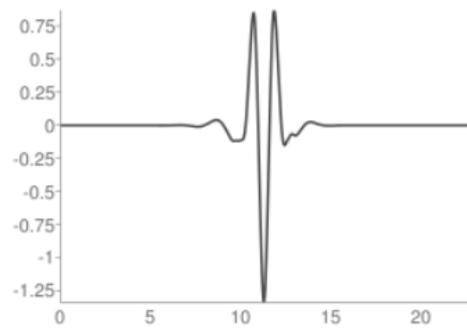


Figura 4.7. Coiflets Wavelet.

- SYMLETS (figura 4.8). Questa famiglia di funzioni deriva da quella delle Daubechies con delle modifiche, anche se alcune proprietà sono molto simili.

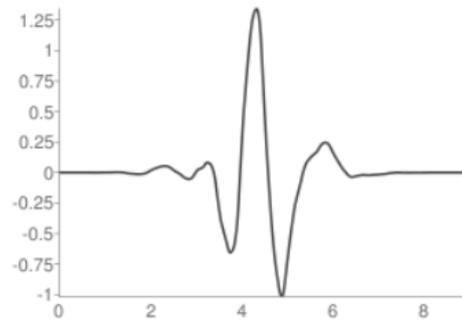


Figura 4.8. Symlets.

- MORLET WAVELET (figura 4.9). Non ha la funzione per fare la scalatura.

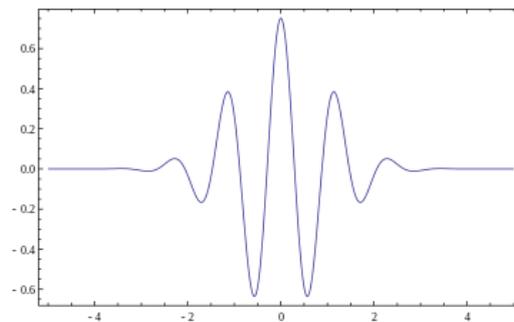


Figura 4.9. Morlet Wavelet.

- MEXICAN HAT (figura 4.10).

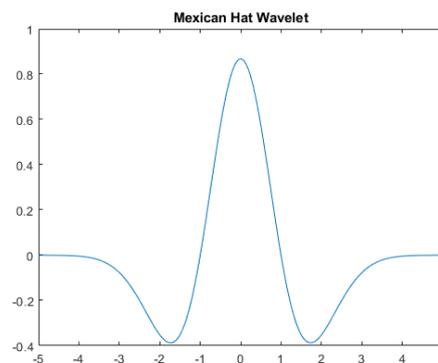


Figura 4.10. Mexican Hat.

- BIOORTHOGONAL WAVELET.[9]

Per scegliere correttamente la Wavelet madre bisogna guardare attentamente la forma del segnale in esame. Infatti occorre prendere quella la cui forma è simile a quella del segnale da analizzare. La Wavelet madre deve cogliere tutte le variazioni del segnale. In questo lavoro è stata scelta la famiglia delle Daubechies che si adatta molto bene ai segnali biomedici e in particolare è stato scelto l'ordine 6 (db6).

4.2 Wavelet denoising

I segnali sono affetti da rumore (figura 4.11) e in molti casi lo corrompono in maniera significativa, per cui deve essere rimosso per poter procedere ulteriormente analizzando i dati con contenuto informativo. Nello specifico i segnali EMG sono affetti da diverse tipologie di rumore, fra cui l'interferenza della rete di alimentazione, il rumore generato dal movimento del cavo, la linea di base, il rumore da artefatto da movimento.

Sono numerosi gli approcci che si possono adoperare per la rimozione del rumore. Di norma si utilizzano filtri standard con opportuna frequenza di taglio ma si rischia di alterare il contenuto informativo del segnale. Per questo, volendo filtrare il segnale, si cerca di trovare un compromesso fra eliminazione del rumore e conservazione delle componenti significative del segnale [10].

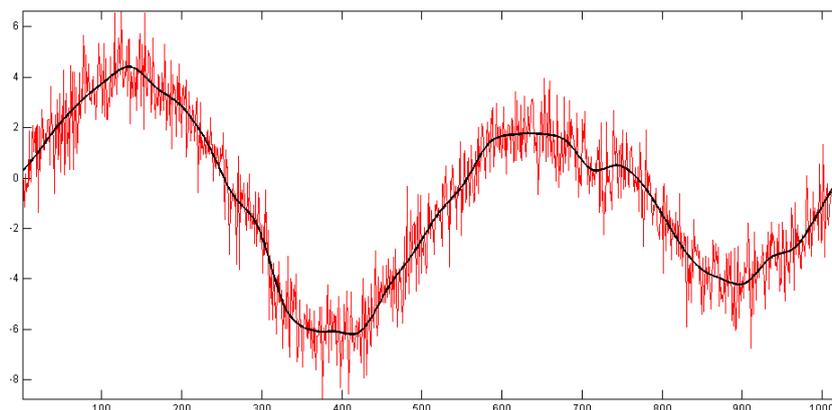


Figura 4.11. Esempio di segnale rumoroso.

Il processo di rimozione del rumore si chiama “denoising”. Tale procedura può essere fatta nel dominio originale oppure nel dominio di trasformazione (Fourier o Wavelet). Una nuova tecnica consente di rimuovere il rumore dai segnali sEMG utilizzando la trasformazione

Wavelet discreta. Il denoising in questo lavoro è stato implementato utilizzando la toolbox MATLAB Wavelet. Le Wavelet comunemente scelte per il denoising dei segnali biomedici includono le Wavelet Daubechies (db2, db8 e db6) [11].

In questo studio abbiamo seguito i seguenti passi (figura 4.12):

- Decomposizione del segnale con trasformata Wavelet. Il segnale originale viene decomposto e questo richiede prima la scelta dell'apposita Wavelet madre e il numero di livelli di decomposizione.
- Calcolo SNR sui vari dettagli. L'SNR di ciascun livello di dettagli viene comparato con quello del segnale da processare.
- Ricostruzione con quei dettagli per cui $SNR > SNR$ del segnale da processare ('raw signal').

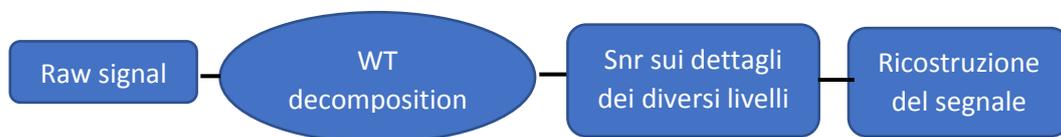


Figura 4.12. WT denoising.

4.3 Wavelet multilevel decomposition

Attraverso la trasformata Wavelet discreta (DWT) è possibile decomporre il segnale in vari livelli. I dati con una risoluzione approssimativa contengono informazioni riguardo le componenti in bassa frequenza e quindi le caratteristiche più importanti del segnale originale. Invece i dati con una risoluzione più precisa e dettagliata contengono le informazioni riguardo le componenti di alta frequenza.

L'approccio multirisoluzione fa riferimento all'applicazione di una serie di filtri in cascata che divide lo spettro tra la banda di alta frequenza e la banda di bassa frequenza. Il risultato

dei filtri passa basso sono i coefficienti di approssimazione, mentre attraverso i filtri passa alto otteniamo i coefficienti di dettaglio. I filtri inizialmente agiscono su tutto il segnale; poi ad ogni passaggio, il filtraggio, operato sul livello di approssimazione, è applicato a una banda ridotta del segnale [12].

Il numero dei livelli di decomposizione può essere scelto dall'utente in base alle caratteristiche del segnale da analizzare. Il nostro studio prevede una decomposizione del segnale su 9 livelli, per cui la procedura di decomposizione viene iterata sul livello di approssimazione fino a giungere al nono. Lo schema è il seguente (figura 4.13):

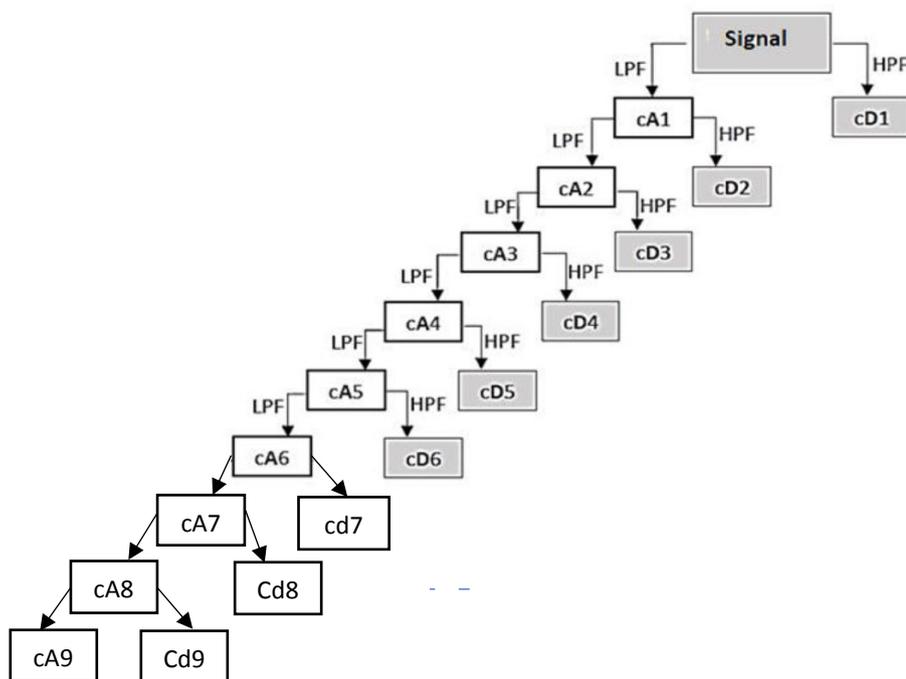


Figura 4.13. Schema di decomposizione a 9 livelli.

5. MATERIALI E METODI

Lo studio è stato condotto sui segnali reali di 4 soggetti sani dei muscoli gastrocnemio laterale e tibiale anteriore.

5.1 Studio sperimentale

5.1.1 Soggetti

Lo studio è stato effettuato su quattro soggetti adulti sani con le seguenti caratteristiche:

- $22.7 \text{ anni} \pm 0.5 \text{ anni}$;
- $\text{altezza } 166 \pm 8 \text{ cm}$;
- $\text{peso } 53.6 \pm 8.1 \text{ kg}$;
- $\text{indice di massa corporea } 18.9 \pm 1.5 \text{ kg}\cdot\text{m}^{-2}$.

Secondo un criterio sono stati esclusi: dolore articolare patologico o cronico, patologia neurologica e chirurgica ortopedica nell'anno precedente, andatura anomala o indice di massa corporea ≥ 25 . Coloro che sono stati coinvolti nel lavoro sperimentale hanno firmato un apposito consenso. La ricerca è stata condotta nel rispetto dei principi etici della dichiarazione di Helsinki approvata dal comitato di esperti istituzionali [13].

5.1.2 Acquisizione del segnale

I canali utilizzati per questa acquisizione sono 14: sette per la gamba sinistra, sette per quella destra. I sensori sono stati collegati ai canali del sistema STEP 32.

In questo studio è stata posta l'attenzione sulla registrazione dei segnali dei due muscoli antagonisti: gastrocnemio laterale e tibiale anteriore.

5.1.3 Elettrodi

Ogni soggetto che è stato sottoposto all'esame è stato munito di interruttori a pedale e sonde sEMG su entrambi gli arti inferiori.

1. Gli interruttori a pedale sono 3, utilizzati per il segnale basografico e sono applicati al tallone, alla prima e quinta testa metatarsale di ciascun piede (figura 5.1). Hanno le seguenti caratteristiche:
 - Dimensioni di: 11 x 11 x 0,5 mm;
 - Forza di attivazione di: 3 N;

Tramite accensione e spegnimento dei sensori, STEP 32 rileva le quattro fasi del cammino mediante analisi statistiche (corrispondenti a Heel contact, flat foot, Push off e Swing).

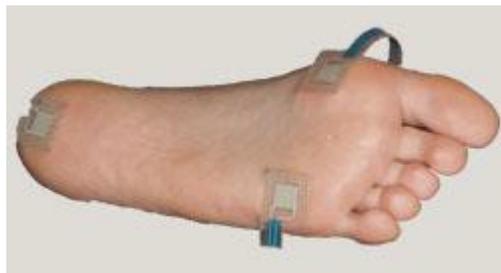


Figura 5.1. Posizionamento dei sensori basografici.

2. I segnali elettromiografici sono stati acquisiti con sonde con geometria fissa costituite da dischi Ag/AgCl. Le sonde hanno le seguenti caratteristiche:
 - Dimensioni di: 7 mm x 27 mm x 19 mm;
 - Diametro dell'elettrodo di: 4 mm;
 - Distanza Interelettrodo di: 8 mm;
 - Guadagno: 1000;
 - Filtro passa-alto: 10 Hz;
 - Impedenza di ingresso > 1.5 G;
 - CMRR > 126 dB;
 - Rumore riferito all'ingresso ≤ 1 Vrms.

Il fissaggio dei dischetti è semplice e veloce: sono disponibili matrici adesive che consentono di fissare gli elettrodi sulla pelle in modo stabile anche in difficili situazioni. Gli elettrodi a geometria fissa sono insensibili agli artefatti da movimento [6]. Prima di posizionare i dischetti, la pelle deve essere rasata, pulita con pasta abrasiva e bagnata con un panno imbevuto [13]. Questo passaggio è necessario per ridurre il più possibile l'impedenza tra elettrodo e cute. Il buon contatto tra elettrodo e pelle consente di limitare sia gli artefatti da movimento che qualunque altra interferenza con il segnale utile.

5.1.4 Il protocollo SENIAM

I segnali di elettromiografia superficiale sono stati acquisiti con apposita strumentazione e seguendo un protocollo riconosciuto a livello Europeo per il posizionamento dei sensori sui muscoli. Il protocollo è il SENIAM [14] (Surface Electromyography for the Non-Invasive Assessment of Muscles). Il muscolo viene identificato per palpazione e i sensori devono essere posti in corrispondenza del ventre muscolare e parallelamente alle fibre muscolari, in modo che siano lontani da zone di innervazione, giunzioni neuromuscolari o altri muscoli attivi che potrebbero interferire con il segnale. Gli elettrodi raccomandati sono quelli in argento e cloruro di argento (Ag/AgCl) e sono solitamente applicati insieme a un gel conduttivo che va a diminuire l'impedenza elettrodo-cute. La pelle dove deve essere applicato il sensore viene preparata depilandola e pulendola con dell'alcool per avere un buon contatto cute-elettrodo e ottenere una migliore registrazione del segnale con minore rumore e artefatti di crosstalk.

5.1.4.1 Elettrodi per il tibiale anteriore

Per il tibiale anteriore il protocollo suggerisce di utilizzare un elettrodo orientato a 10 mm lungo le fibre muscolari con una distanza interelettrodo di 20 mm. Inoltre l'elettrodo deve essere posizionato a 1/3 della linea tra la fibula e il malleolo mediale. Nella figura 5.2 la croce arancione (X) indica la posizione corretta in cui deve essere applicato l'elettrodo. L'elettrodo di riferimento è posizionato lateralmente al sensore del tibiale anteriore e parallelamente ad esso, correttamente fissato con gel conduttivo e nastro adesivo [14].

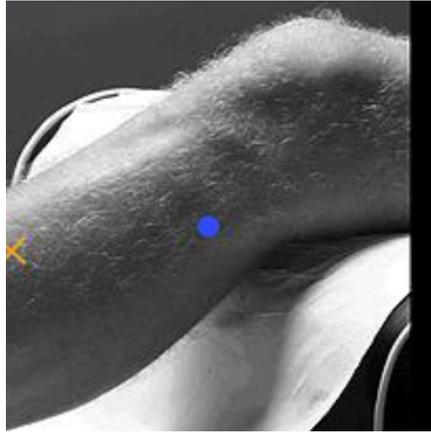


Figura 5.2. Posizione degli elettrodi per tibiale anteriore.

5.1.4.2 Elettrodi per il gastrocnemio laterale

Per il gastrocnemio laterale il protocollo raccomanda l'uso di un elettrodo di 10 mm, orientato lungo le fibre muscolari e con una distanza interelettrodica di 20 mm. L'elettrodo deve essere posizionato a 1/3 della linea tra la testa del perone e il tallone. Nella figura 5.3 la croce arancione (X) indica la posizione corretta in cui deve essere applicato l'elettrodo [14].

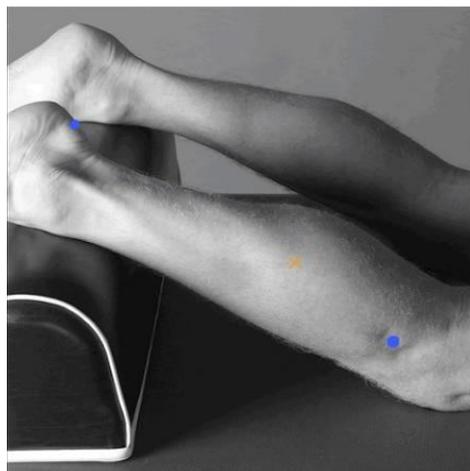


Figura 5.3. Posizione degli elettrodi per il gastrocnemio laterale.

5.2 Processing del segnale

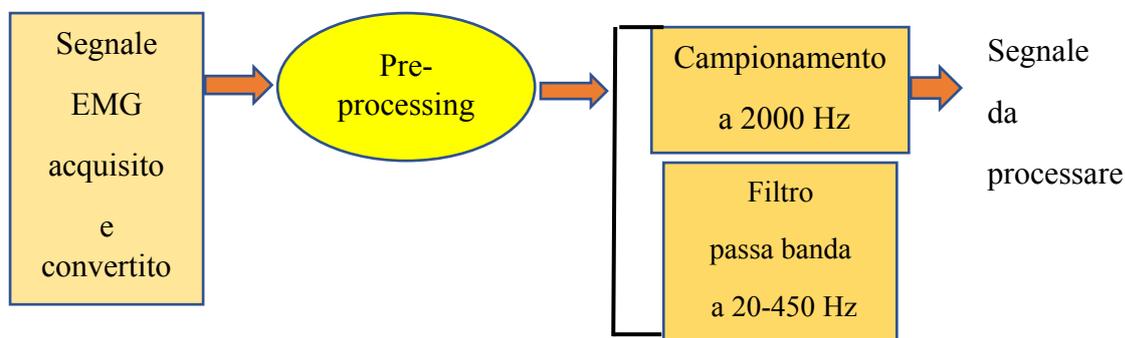


Figura 5.4. Schema acquisizione + pre-processing del segnale.

Prima del processing vero e proprio del segnale occorre porre l'attenzione sull'acquisizione di esso e sul cosiddetto pre-processing (figura 5.4). Il segnale, prelevato attraverso gli elettrodi di superficie in laboratorio, viene analizzato attraverso il software Matlab. Innanzitutto deve essere convertito da analogico a digitale e poi campionato a 2000 Hz. Si tratta di un segnale rumoroso, per cui deve essere filtrato con un filtro passa banda con frequenze di taglio a 20 Hz per eliminare le basse frequenze e a 450 Hz per eliminare il rumore ad alta frequenza. E' questo il segnale che viene definito segnale EMG grezzo (raw signal) e che deve essere processato.

Nello studio è importante focalizzare l'attenzione sul singolo passo. Il segnale basografico (figura 5.5.) consente di descrivere il contatto tra il piede e il suolo. Da questo si ottiene la durata di ciascuna fase del passo (gradino) attraverso gli interruttori basografici posti sotto la pianta del piede. I segnali degli interruttori a pedali sono stati convertiti in quattro livelli:

- H: contatto del tallone (“Hell contact”);
- F: contatto del piede (“Flat foot”);
- P: spinta per oscillazione (“Push off”);
- S: oscillazione (“Swing”).

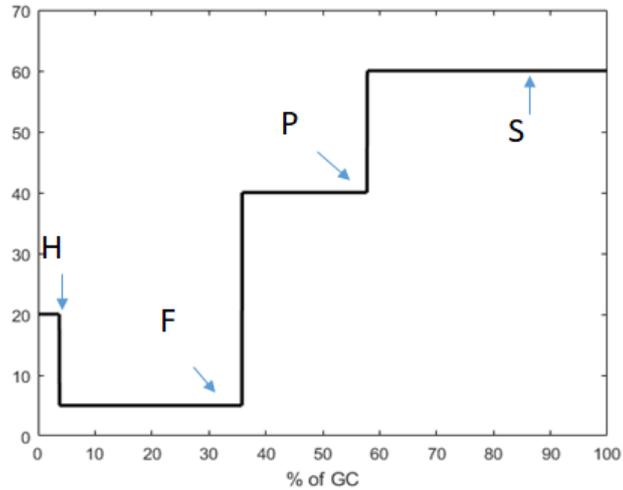


Figura 5.5. Segnale basografico con relative fasi del passo.

Riconosciuti i vari passi attraverso il segnale basografico, il processing viene applicato sul singolo passo. Il processamento del segnale consiste nel fare il denoising per poi applicare l'algoritmo on-off (figura 5.6).

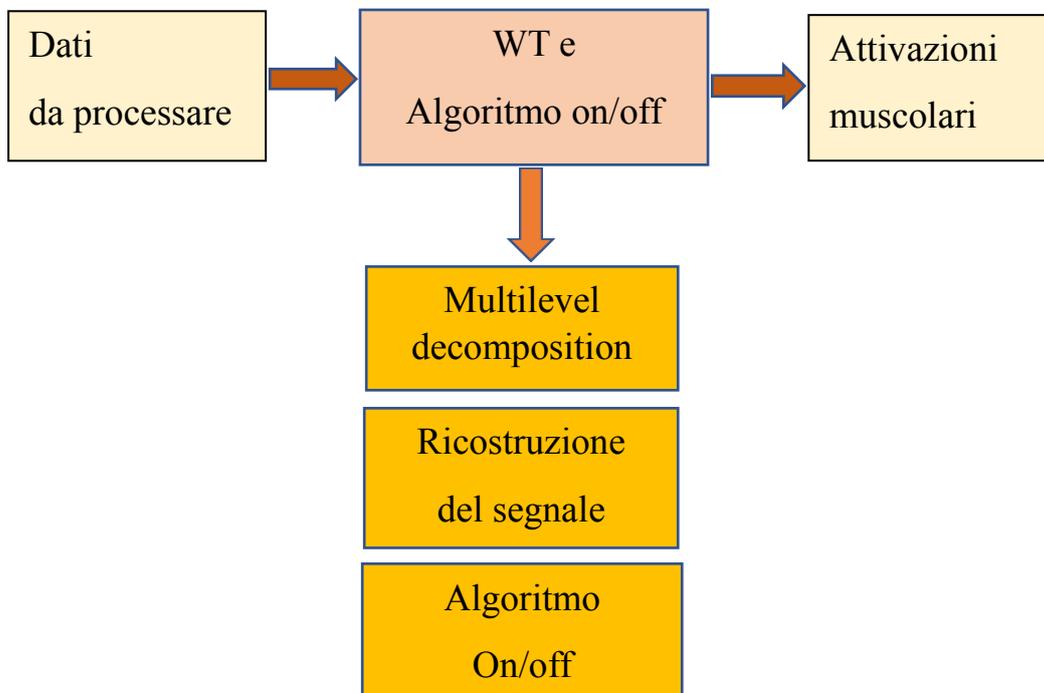


Figura 5.6. Schema del processing del segnale.

5.2.1 Wavelet denoising

In questo studio viene applicata la trasformata Wavelet per decomporre il segnale EMG e poi ricostruirlo senza il rumore che ne altera il contenuto informativo. Nel caso specifico il segnale viene decomposto su 9 livelli. Si applicano in cascata filtri passa basso e filtri passa alto. La decomposizione ci consente di ottenere livelli di dettaglio con contenuto ad alta frequenza e livelli di approssimazione con contenuto a bassa frequenza.

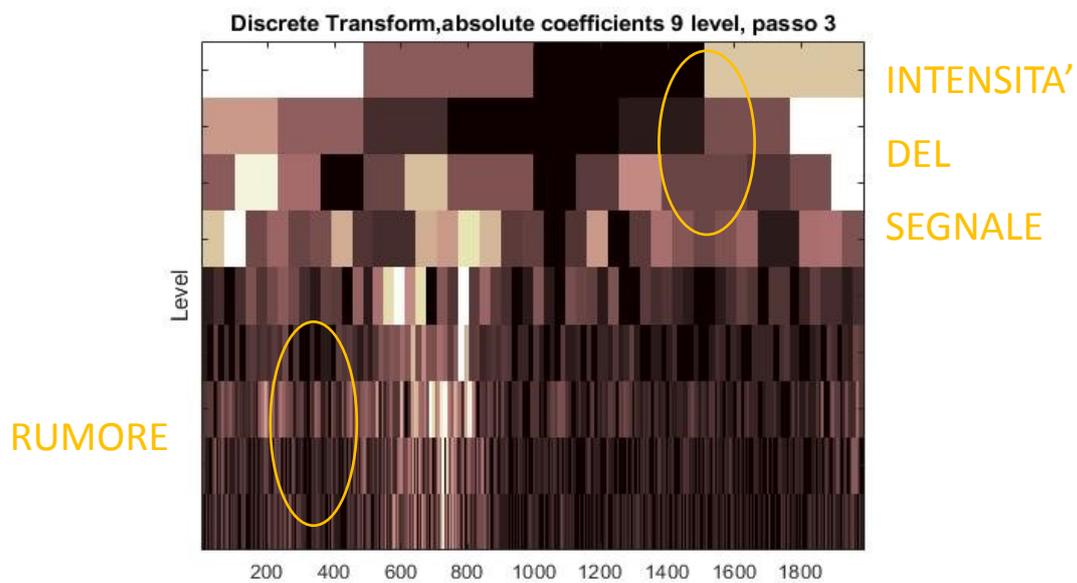


Figura 5.7. Decomposizione su 9 livelli per il muscolo gastrocnemio.

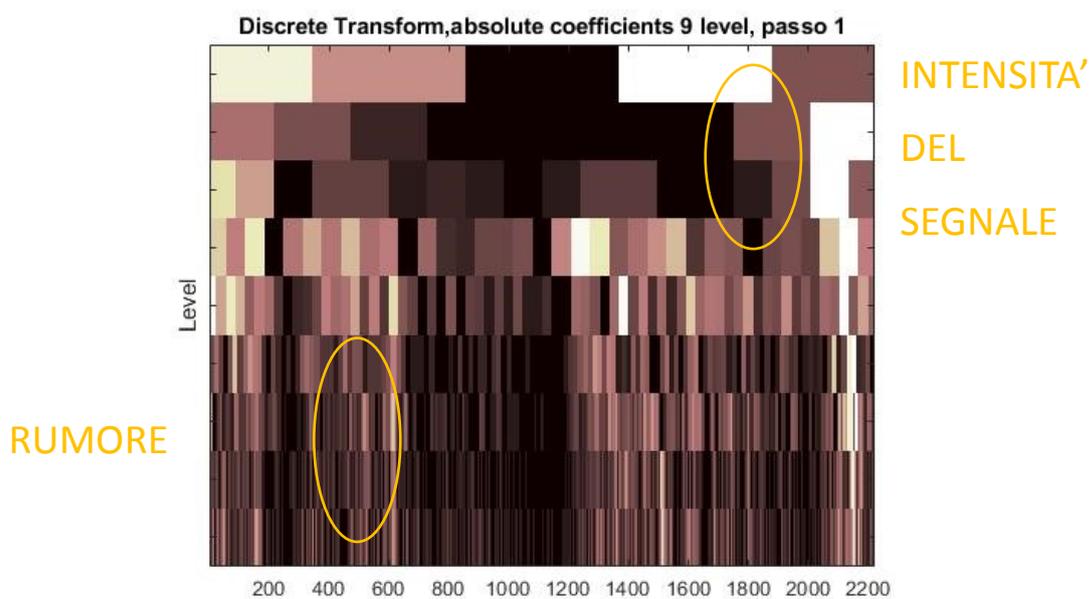
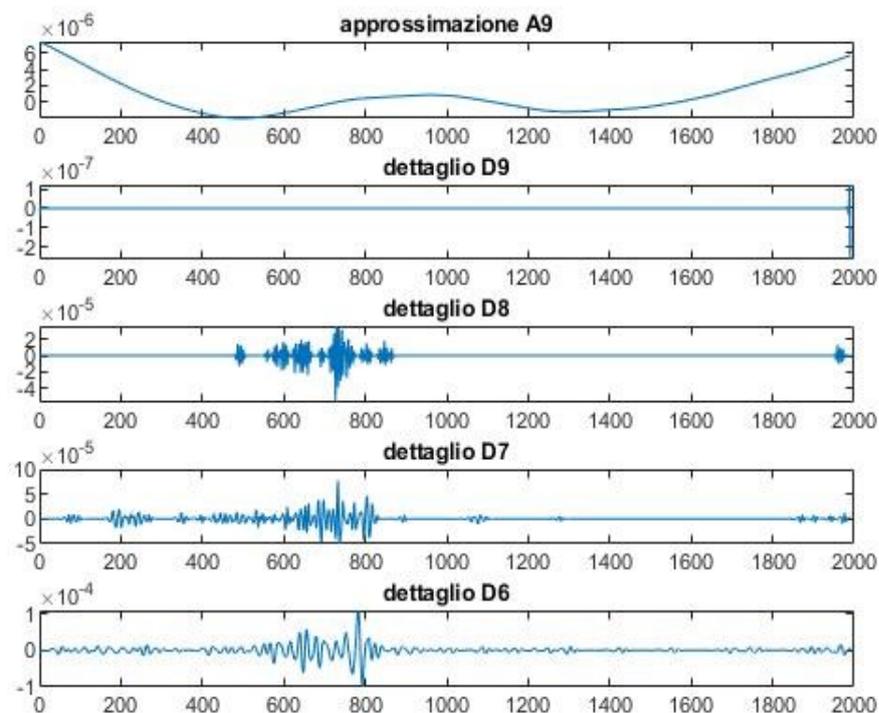


Figura 5.8. Decomposizione su 9 livelli per il muscolo tibiale.

Come si può osservare (figura 5.7, figura 5.8) i livelli 1,2,3,4 contengono rumore mentre nei livelli 5,6,7,8,9 si ritrova il contenuto informativo del segnale.

Una volta che il segnale è stato decomposto è necessario ricostruirlo prendendo opportune componenti. Nella seguente figura (figura 5.9) vengono messi in evidenza alcuni livelli di dettaglio che sono quelli che vengono presi nella ricostruzione del segnale in quanto presentano meno rumore.



*Figura 5.9. Rappresentazione di alcuni dei livelli di dettaglio
(quelli più utilizzati per la ricostruzione)
+ rappresentazione di un livello di approssimazione.*

Il criterio adoperato per la ricostruzione del segnale prevede che si calcoli l'SNR.

L'SNR, Signal-to-Noise Ratio, ovvero il rapporto segnale-rumore (3) è un parametro che ci dà informazioni circa la qualità del segnale.

L' SNR viene definito come:

$$\text{SNR} = 10 * \log \frac{(\sigma(\text{segnale}))^2}{(\sigma(\text{rumore}))^2} \quad (3)$$

dove $\sigma(\text{segnale})$ e $\sigma(\text{rumore})$ rappresentano rispettivamente la deviazione standard del segnale e del rumore. Il quadrato della deviazione standard rappresenta la varianza.

SNR: si tratta di un numero che ci dice qual è l'intensità del segnale desiderato rispetto al rumore indesiderato. Tanto più è alto, quanto più il segnale desiderato prevale sul rumore e ciò indica che è migliore la qualità del segnale.

L'approccio seguito per la ricostruzione del segnale prevede i seguenti passi (figura 5.10):

- Calcolo SNR sul segnale da processare ('raw signal');
- calcolo SNR dei dettagli della decomposizione;
- PRENDO il dettaglio SE E SOLO SE:

SNR del dettaglio > SNR del segnale di partenza

Andando a prendere quei soli dettagli per cui l'SNR è maggiore dell'SNR del segnale di partenza è chiaro che si vuole arrivare a lavorare con un segnale di una qualità migliore, nel quale il contenuto informativo prevale sul rumore. Procedendo in questo modo il segnale che viene ricostruito dovrebbe essere senza rumore, per cui viene definito "denoised signal".



Figura 5.10. WT denoising.

In questo studio è stato scelto di ricostruire sistematicamente il segnale con 3 diverse modalità.

3 ricostruzioni:

1. Tutti i dettagli con $SNR > SNR$ del segnale da processare
2. I due dettagli con SNR maggiore
3. Il dettaglio con il più alto SNR

Vediamo come sono stati ricostruiti i segnali di GL e TA con le 3 modalità indicate. Sono state applicate in ordine le 3 ricostruzioni: con tutti i dettagli, con i due migliori dettagli, con il migliore dettaglio rispettivamente per Gastrocnemio laterale (figura 5.11, figura 5.12, figura 5.13) e per Tibiale anteriore (figura 5.15, figura 5.16, figura 5.17). Nelle figure 5.14 e 5.18 vengono ricapitolate una sotto l'altra tutte le ricostruzioni effettuate insieme al segnale di partenza.

Gastrocnemio

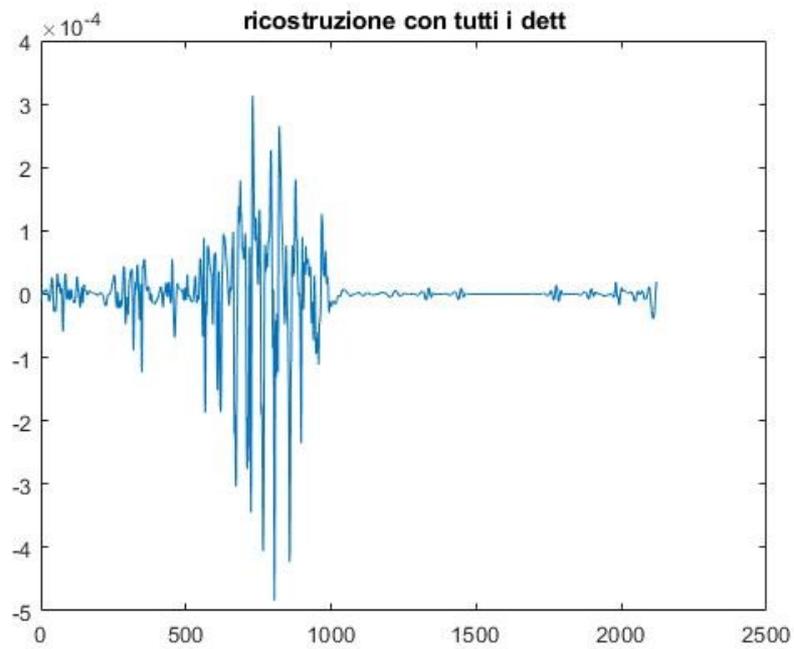


Figura 5.11. Ricostruzione con tutti i dettagli per il gastrocnemio.

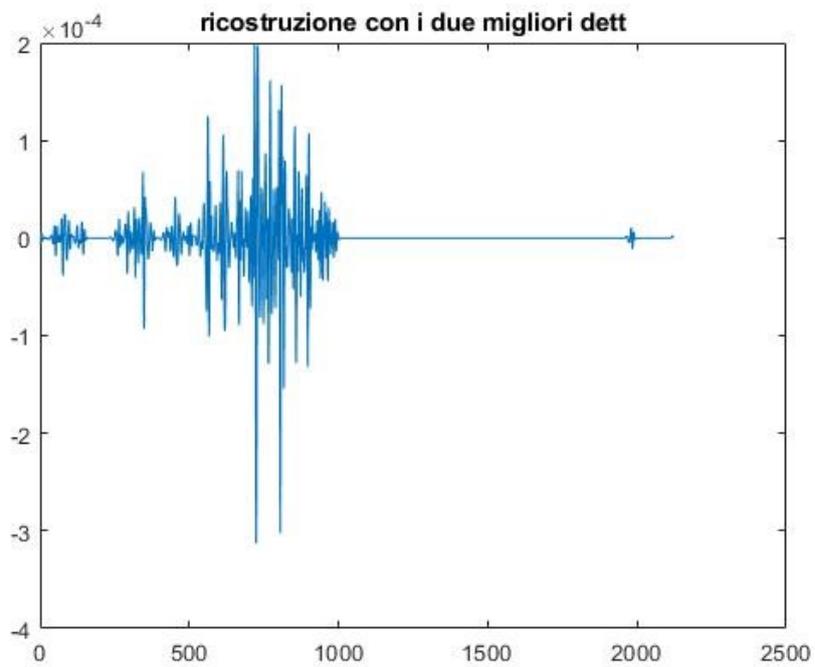


Figura 5.12. Ricostruzione con i due dettagli migliori per il gastrocnemio.

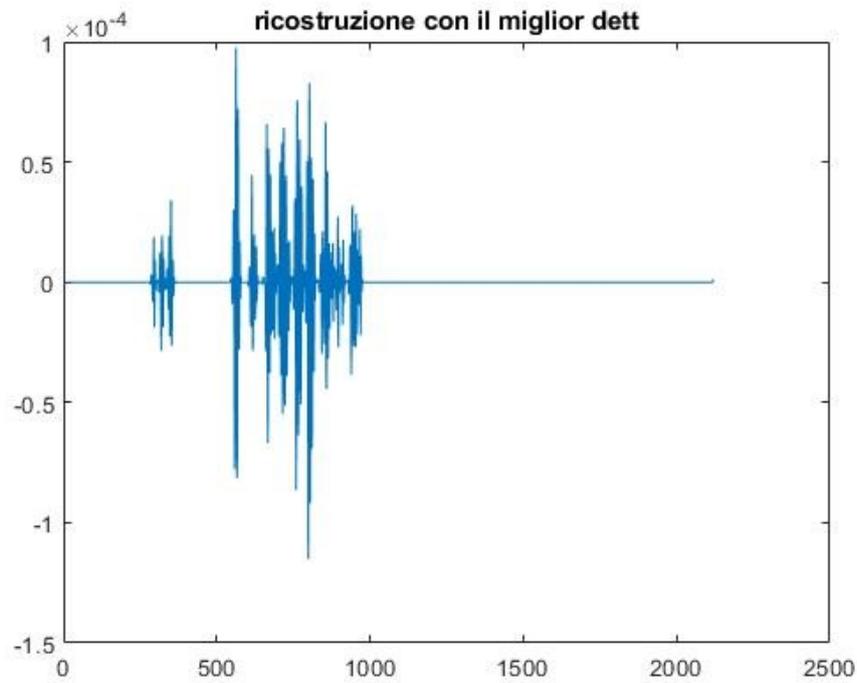


Figura 5.13. Ricostruzione con il miglior dettaglio per il gastrocnemio.

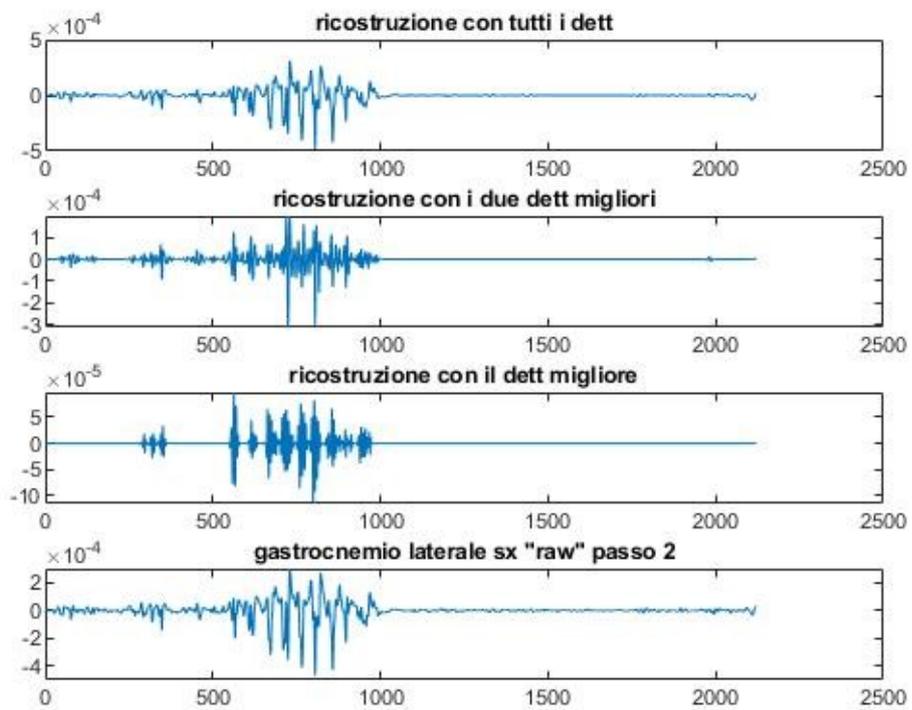


Figura 5.14. Le tre tipologie di ricostruzione per il gastrocnemio insieme al segnale di partenza.

Tibiale

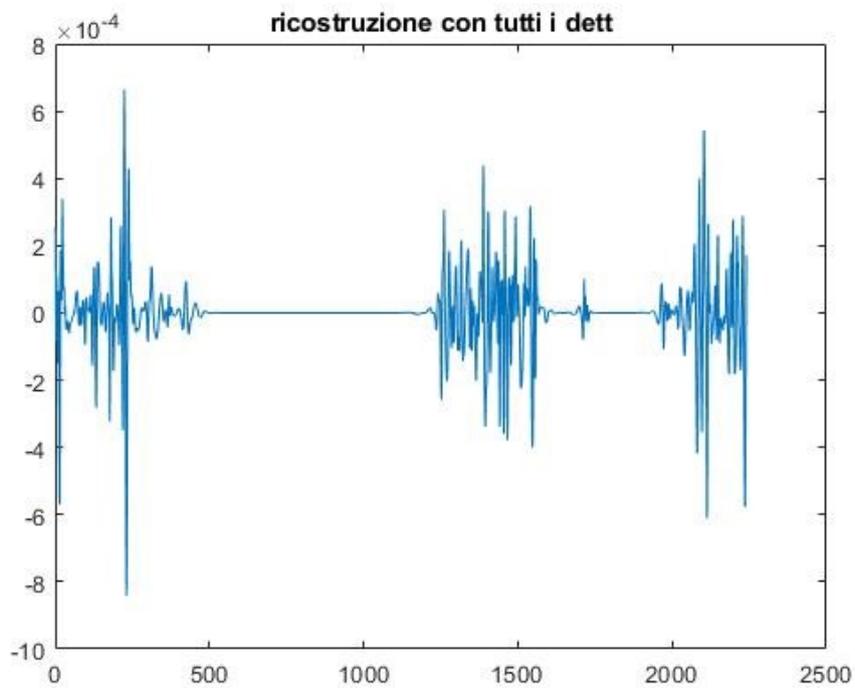


Figura 5.15. Ricostruzione con tutti i dettagli per il tibiale.

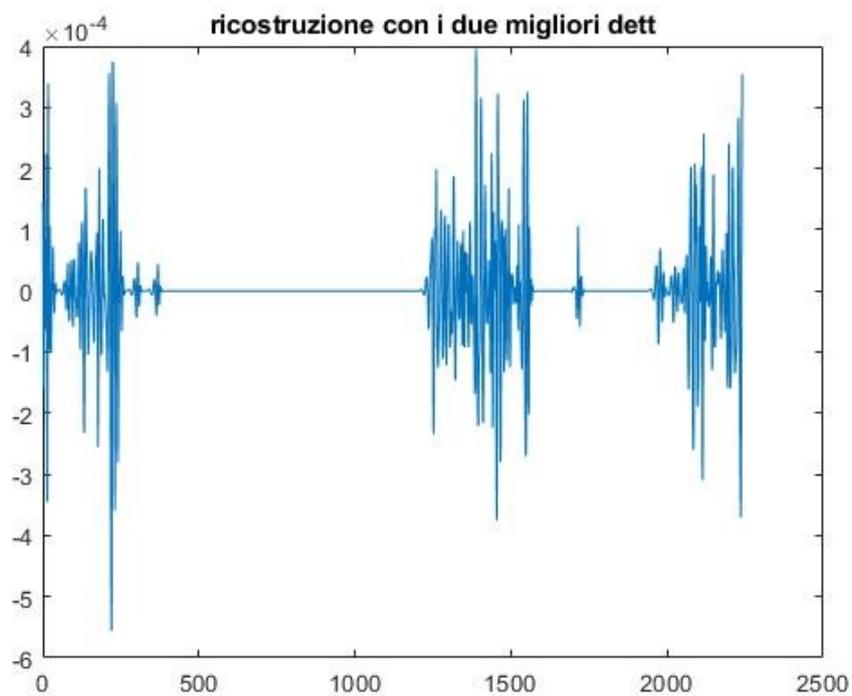


Figura 5.16. Ricostruzione con i due dettagli migliori per il tibiale.

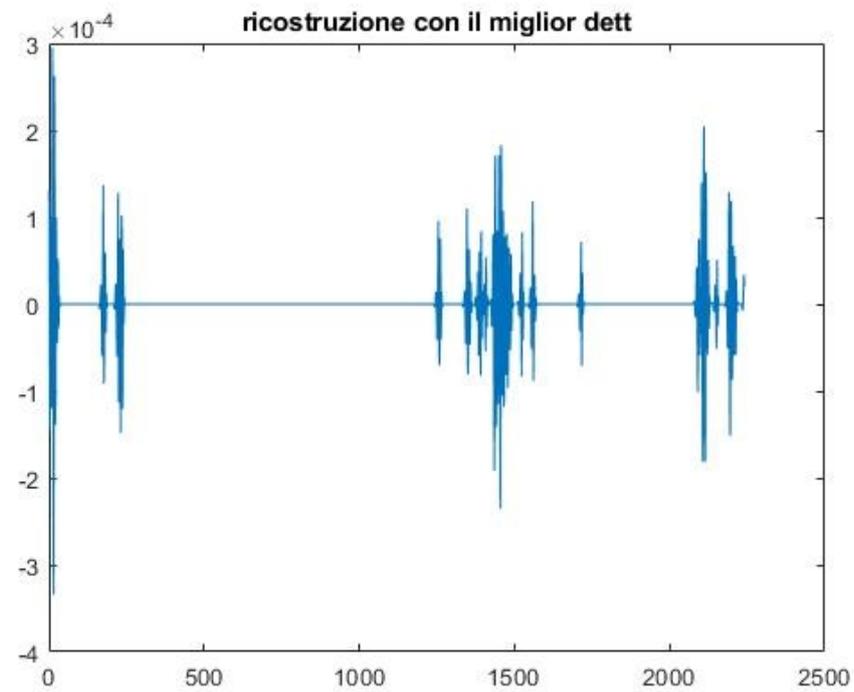


Figura 5.17. Ricostruzione con il dettaglio migliore per il tibiale.

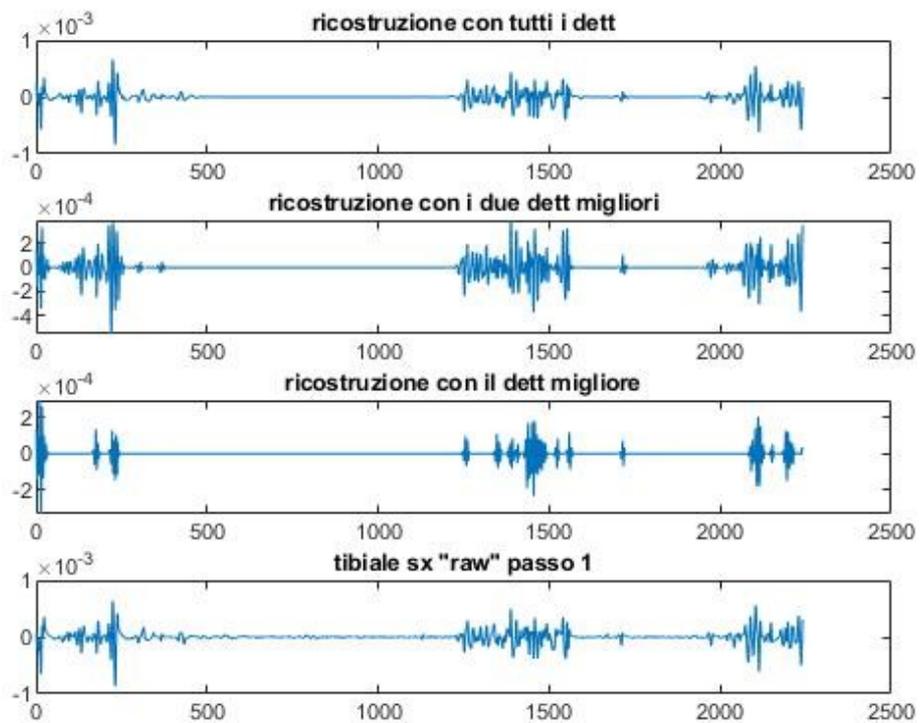


Figura 5.18. Le tre tipologie di ricostruzione per il tibiale insieme al segnale di partenza.

5.2.2 Algoritmo On-Off

Una volta che il segnale è stato ricostruito con i livelli appropriati, si va ad applicare l'algoritmo per mostrare gli istanti temporali di attivazione e disattivazione dei muscoli presi in esame.

- Si identifica una soglia in ampiezza. Sono state prese due soglie distinte per gastrocnemio laterale e tibiale anteriore.

E' stata scelta una **soglia** pari a:

- $4 \cdot 10^{-6}$ per il muscolo gastrocnemio laterale;
- 10^{-6} per il muscolo tibiale anteriore.

- Si identifica una **finestra temporale** pari a 30 ms.

Perché un muscolo sia considerato attivo (ON) devono essere soddisfatte queste due condizioni contemporaneamente (figura 5.19):

1. L' ampiezza del segnale in esame deve essere maggiore del valore della soglia.
2. L'attivazione deve perdurare per almeno un tempo pari alla finestra di controllo, ovvero per un periodo pari ad almeno 30 ms.

Infatti un ON inferiore ai 30 ms non ha effetti sul controllo muscolare durante il cammino[15] e per questo motivo si parla di OFF.

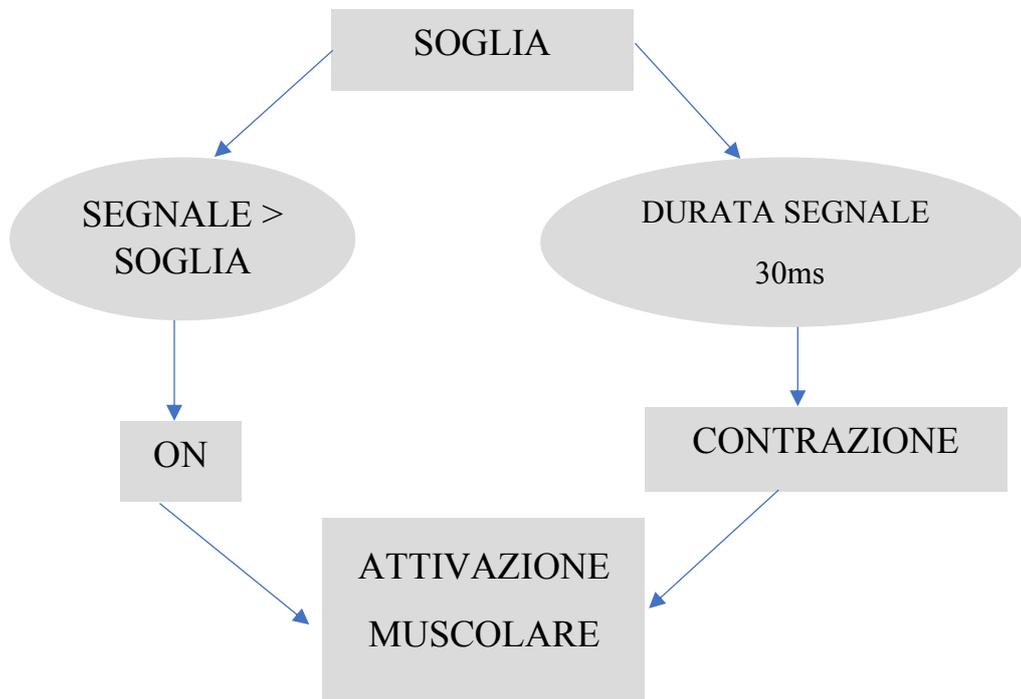


Figura 5.19. Schema dell'algoritmo on-off.

6. RISULTATI

Di seguito vengono mostrate tutte le possibili ricostruzioni fatte sui muscoli tibiale e gastrocnemio, sulle quali è stato applicato l'algoritmo on/off per mettere in evidenza gli istanti temporali esatti di inizio e fine della contrazione muscolare. Inoltre, insieme alle tre ricostruzioni, viene riportato il segnale di partenza, così da poter fare un confronto con l'andamento originale del segnale. Per ogni soggetto sono stati scelti 2 passi per ciascun muscolo.

Nello specifico si ha:

- Per il muscolo gastrocnemio laterale:
 1. Soggetto 1: figura 6.1, figura 6.2;
 2. Soggetto 2: figura 6.3, figura 6.4;
 3. Soggetto 3: figura 6.5, figura 6.6;
 4. Soggetto 4: figura 6.7, figura 6.8.

- Per il muscolo tibiale anteriore:
 1. Soggetto 1: figura 6.9, figura 6.10;
 2. Soggetto 2: figura 6.11, figura 6.12;
 3. Soggetto 3: figura 6.13, figura 6.14;
 4. Soggetto 4: figura 6.15, figura 6.16.

Gastrocnemio

Soggetto 1:

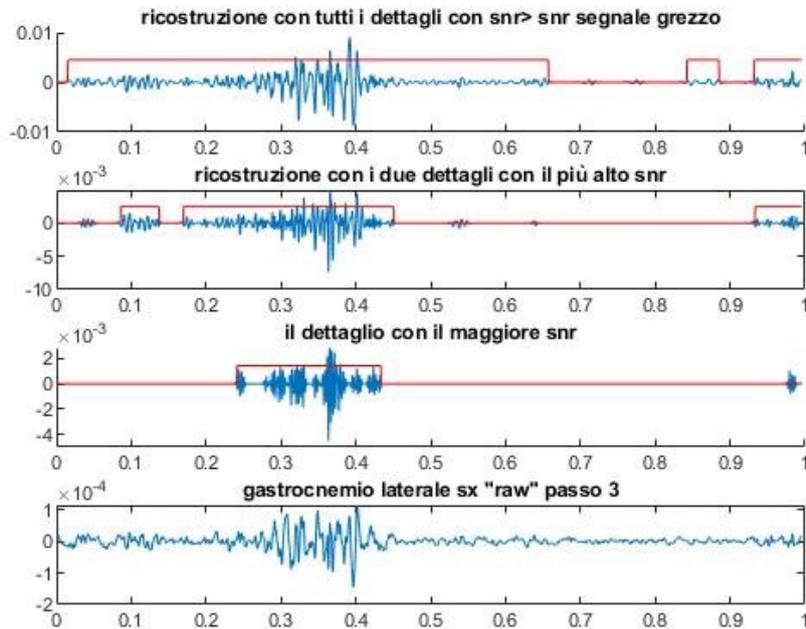


Figura 6.1. Soggetto 1: Gastrocnemio, passo numero 3

Per il passo numero 3 del muscolo gastrocnemio laterale per il primo soggetto, il segnale privo di rumore è stato ricostruito in questo modo:

- 1) Ricostruzione con tutti i dettagli: sono stati presi i dettagli (d6+d7+d8);
- 2) Ricostruzione con i due migliori dettagli: sono stati presi i dettagli (d7+d8);
- 3) Ricostruzione con il miglior dettaglio: è stato preso il dettaglio d8.

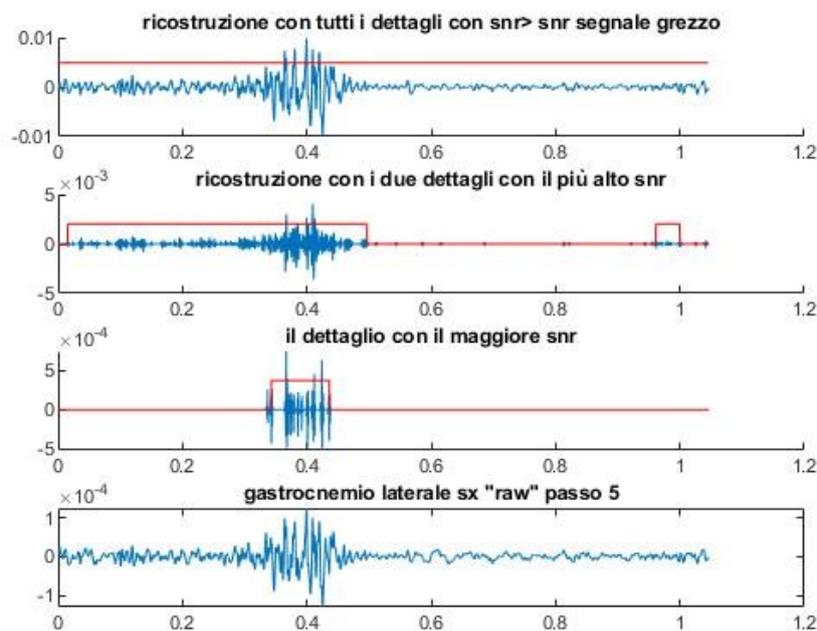


Figura 6.2. Soggetto 1: Gastrocnemio, passo numero 5

Per il passo numero 5 del muscolo gastrocnemio laterale per il primo soggetto, il segnale privo di rumore è stato ricostruito in questo modo:

- 1) Ricostruzione con tutti i dettagli: sono stati presi i dettagli (d5+d6+d7+d8+d9). In questo caso l'algoritmo applicato non è riuscito ad individuare gli istanti di inizio e fine della contrazione del muscolo.
- 2) Ricostruzione con i due migliori dettagli: sono stati presi i dettagli (d8+d9);
- 3) Ricostruzione con il miglior dettaglio: è stato preso il dettaglio d9.

Soggetto 2:

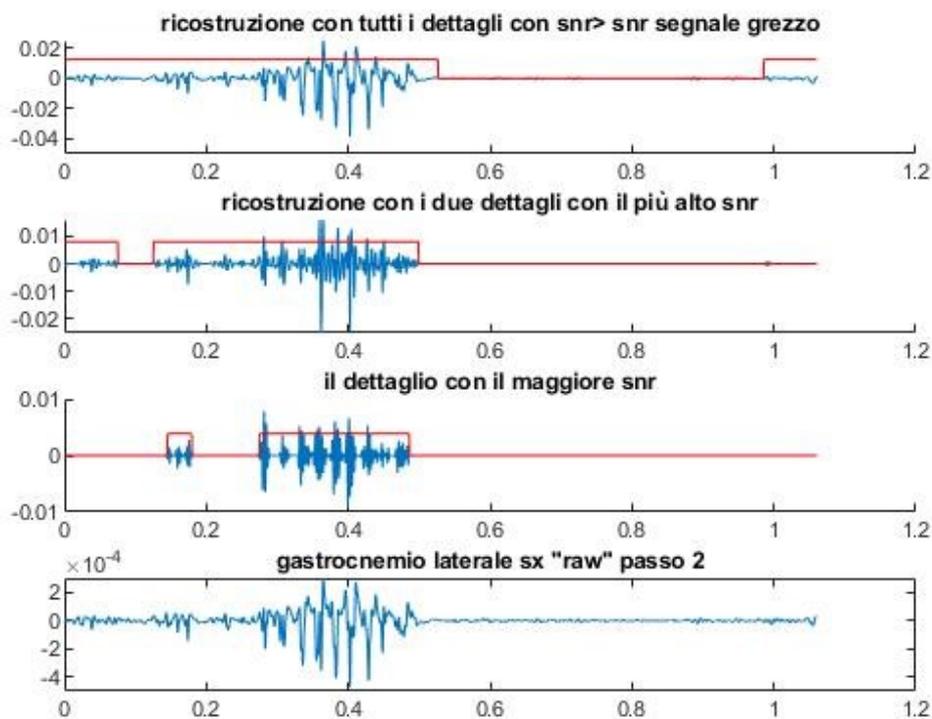


Figura 6.3. Soggetto 2: Gastrocnemio, passo numero 2

Per il passo numero 2 del muscolo gastrocnemio laterale per il secondo soggetto, il segnale privo di rumore è stato ricostruito in questo modo:

- 1) Ricostruzione con tutti i dettagli: sono stati presi i dettagli (d5+d6+d7+d8);
- 2) Ricostruzione con i due migliori dettagli: sono stati presi i dettagli (d7+d8);
- 3) Ricostruzione con il miglior dettaglio: è stato preso il dettaglio d8.

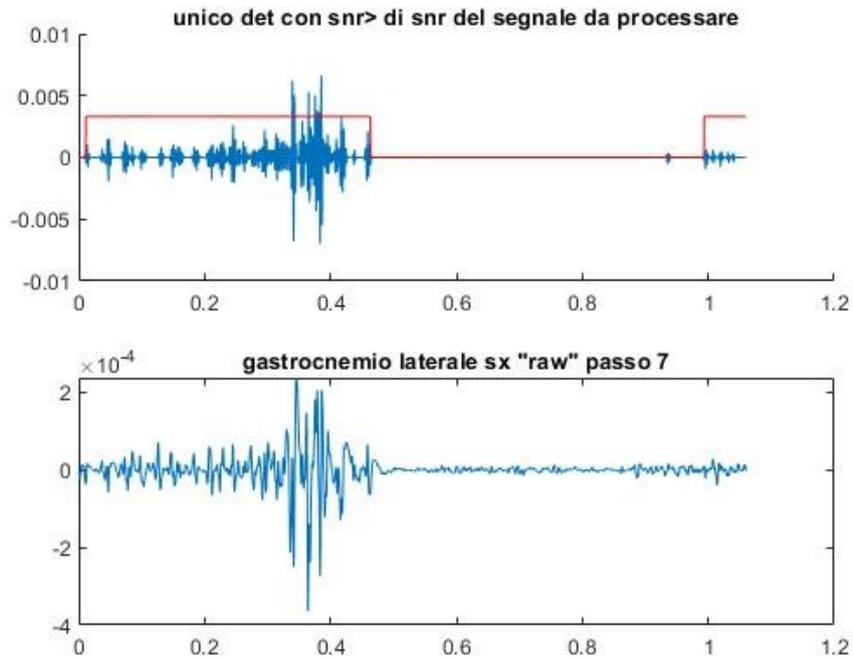


Figura 6.4. Soggetto 2: Gastrocnemio, passo numero 7

Per il passo numero 7 del muscolo gastrocnemio laterale per il secondo soggetto, il segnale privo di rumore è stato ricostruito soltanto con l'unico dettaglio il cui SNR è maggiore di quello del segnale di partenza, ovvero prendendo il solo dettaglio d8.

Soggetto 3:

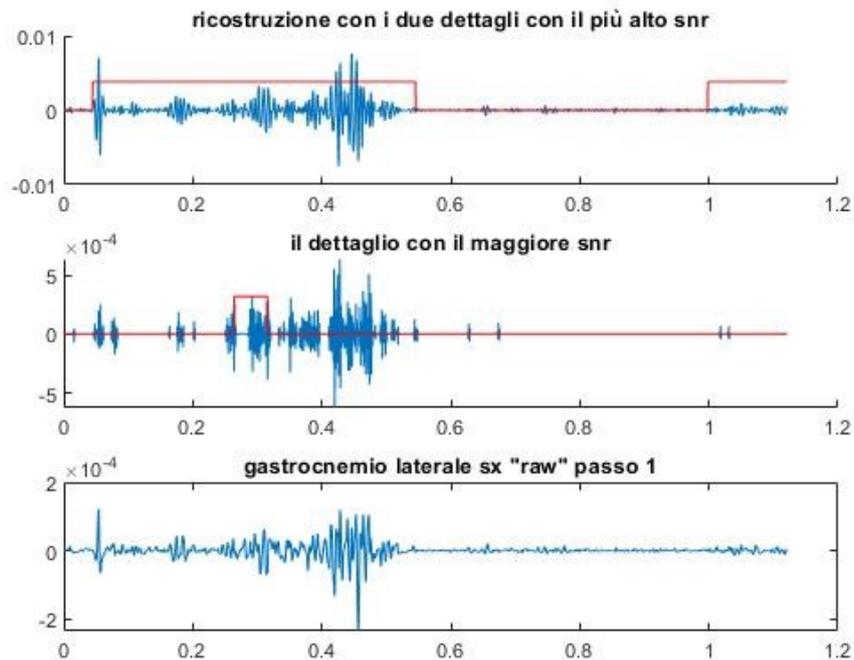


Figura 6.5. Soggetto 3: Gastrocnemio, passo numero 1

Per il passo numero 1 del muscolo gastrocnemio laterale per il terzo soggetto, il segnale privo di rumore è stato ricostruito prendendo tutti i dettagli possibili che sono soltanto due (d_7+d_9) e con il miglior dettaglio d_9 .

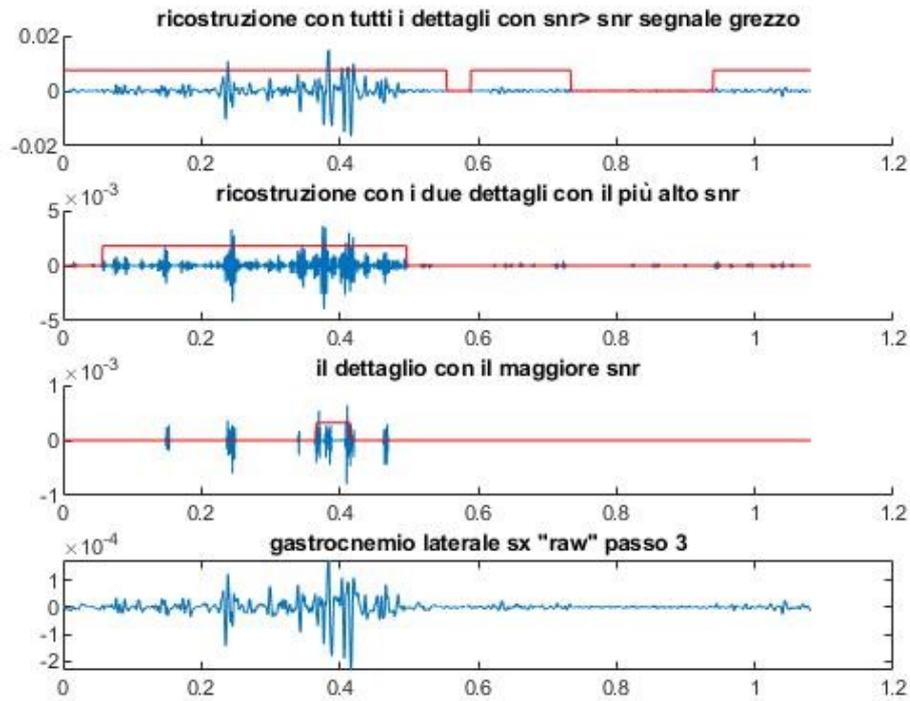


Figura 6.6. Soggetto 3: Gastrocnemio, passo numero 3

Per il passo numero 3 del muscolo gastrocnemio laterale per il terzo soggetto, il segnale privo di rumore è stato ricostruito in questo modo:

- 1) Ricostruzione con tutti i dettagli: sono stati presi i dettagli ($d_6+d_7+d_8+d_9$);
- 2) Ricostruzione con i due migliori dettagli: sono stati presi i dettagli (d_8+d_9);
- 3) Ricostruzione con il miglior dettaglio: è stato preso il dettaglio d_9 .

Soggetto 4:

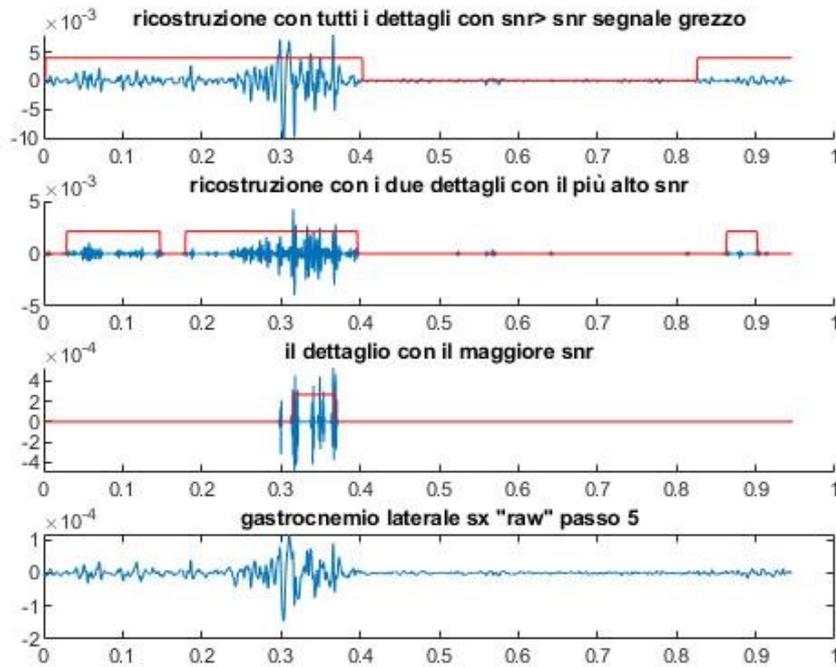


Figura 6.7. Soggetto 4: Gastrocnemio, passo numero 5

Per il passo numero 5 del muscolo gastrocnemio laterale per il quarto soggetto, il segnale privo di rumore è stato ricostruito in questo modo:

- 1) Ricostruzione con tutti i dettagli: sono stati presi i dettagli (d6+d7+d8+d9);
- 2) Ricostruzione con i due migliori dettagli: sono stati presi i dettagli (d8+d9);
- 3) Ricostruzione con il miglior dettaglio: è stato preso il dettaglio d9.

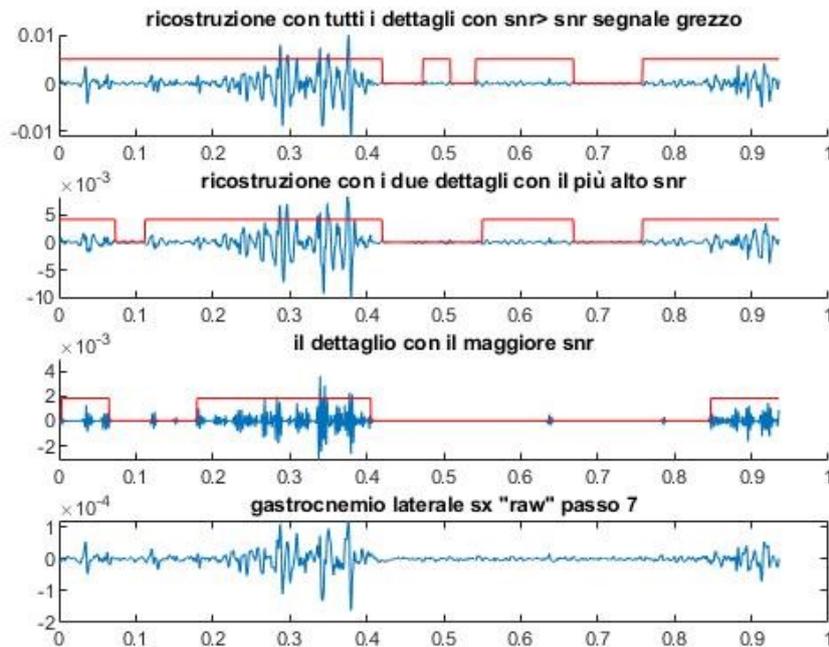


Figura 6.8. Soggetto 4: Gastrocnemio, passo numero 7

Per il passo numero 7 del muscolo gastrocnemio laterale per il quarto soggetto, il segnale privo di rumore è stato ricostruito in questo modo:

- 1) Ricostruzione con tutti i dettagli: sono stati presi i dettagli (d6+d7+d8);
- 2) Ricostruzione con i due migliori dettagli: sono stati presi i dettagli (d6+d8);
- 3) Ricostruzione con il miglior dettaglio: è stato preso il dettaglio d8.

Tibiale

Soggetto 1:

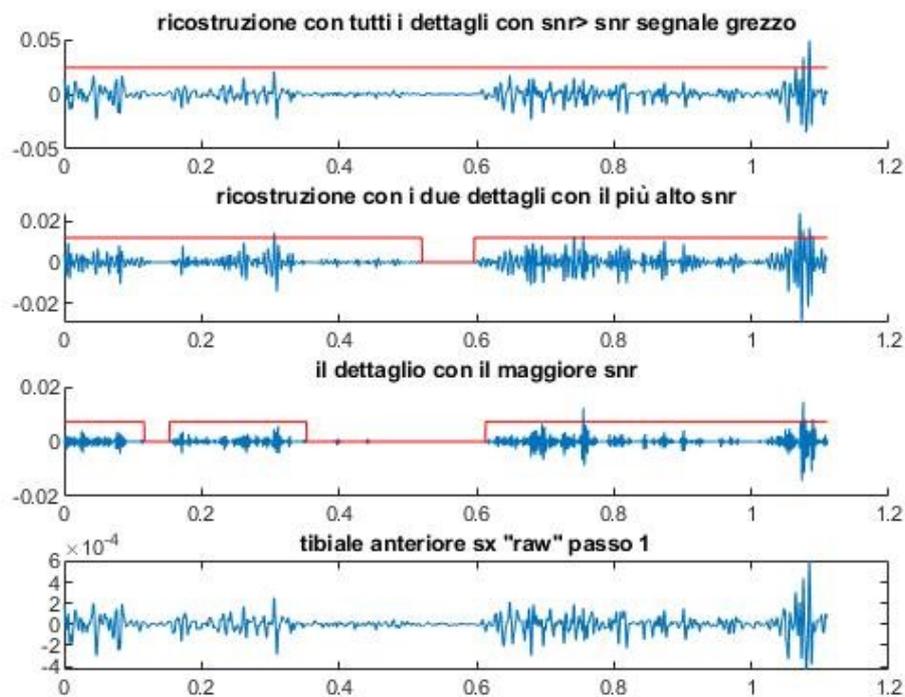


Figura 6.9. Soggetto 1: Tibiale, passo numero 1

Per il passo numero 1 del muscolo tibiale anteriore per il primo soggetto, il segnale privo di rumore è stato ricostruito in questo modo:

- 1) Ricostruzione con tutti i dettagli: sono stati presi i dettagli (d7+d8+d9). In questo caso l'algoritmo applicato non è riuscito ad individuare gli istanti di inizio e fine della contrazione del muscolo.
- 2) Ricostruzione con i due migliori dettagli: sono stati presi i dettagli (d7+d8);
- 3) Ricostruzione con il miglior dettaglio: è stato preso il dettaglio d8.

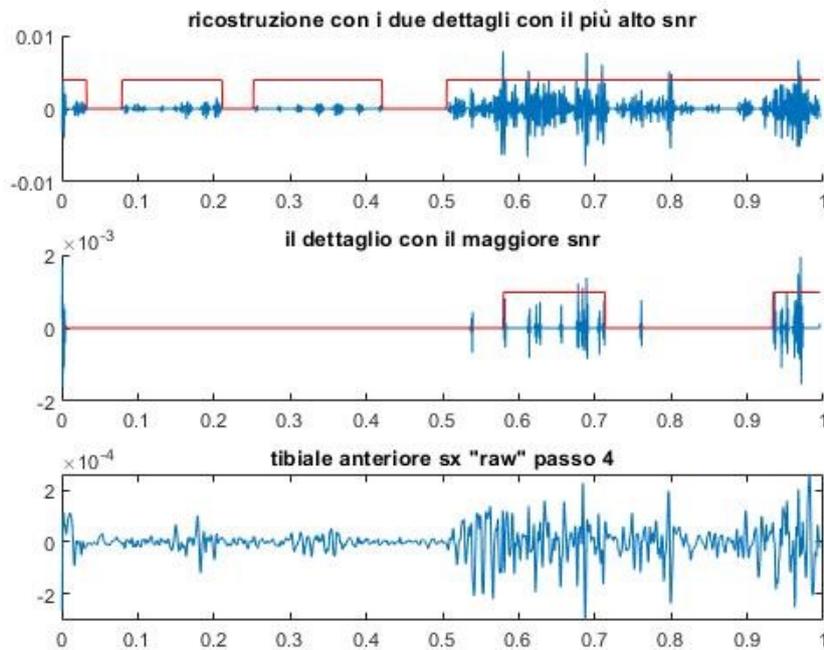


Figura 6.10. Soggetto 1: Tibiale, passo numero 4

Per il passo numero 4 del muscolo tibiale anteriore per il primo soggetto, il segnale privo di rumore è stato ricostruito prendendo i tutti i dettagli possibili che sono soltanto due ($d8+d9$) e con il miglior dettaglio $d9$.

Soggetto 2:

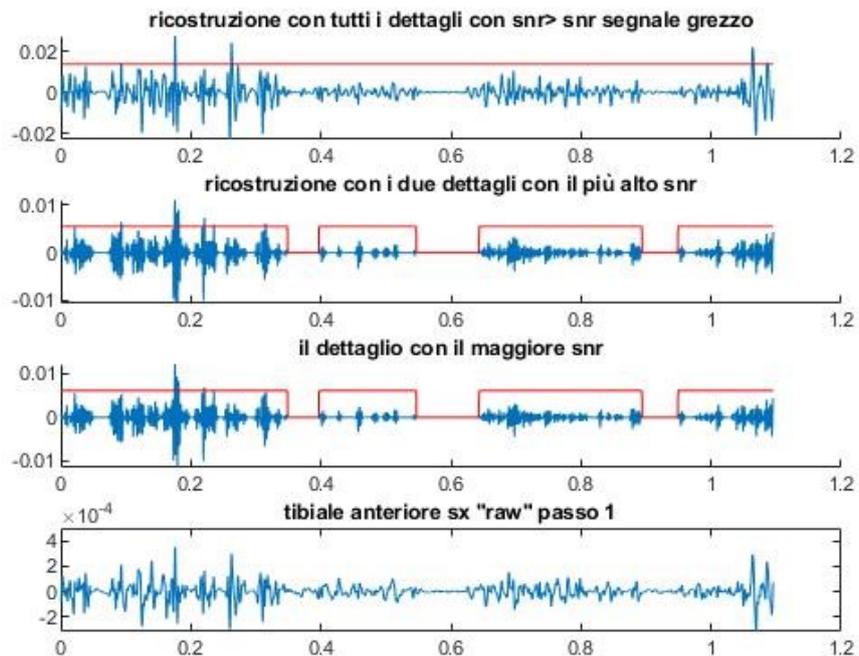


Figura 6.11. Soggetto 2: Tibiale, passo numero 1

Per il passo numero 1 del muscolo tibiale anteriore per il secondo soggetto, il segnale privo di rumore è stato ricostruito in questo modo:

- 1) Ricostruzione con tutti i dettagli: sono stati presi i dettagli (d6+d7+d8+d9). In questo caso l'algoritmo applicato non è riuscito ad individuare gli istanti di inizio e fine della contrazione del muscolo.
- 2) Ricostruzione con i due migliori dettagli: sono stati presi i dettagli (d8+d9);
- 3) Ricostruzione con il miglior dettaglio: è stato preso il dettaglio d8.

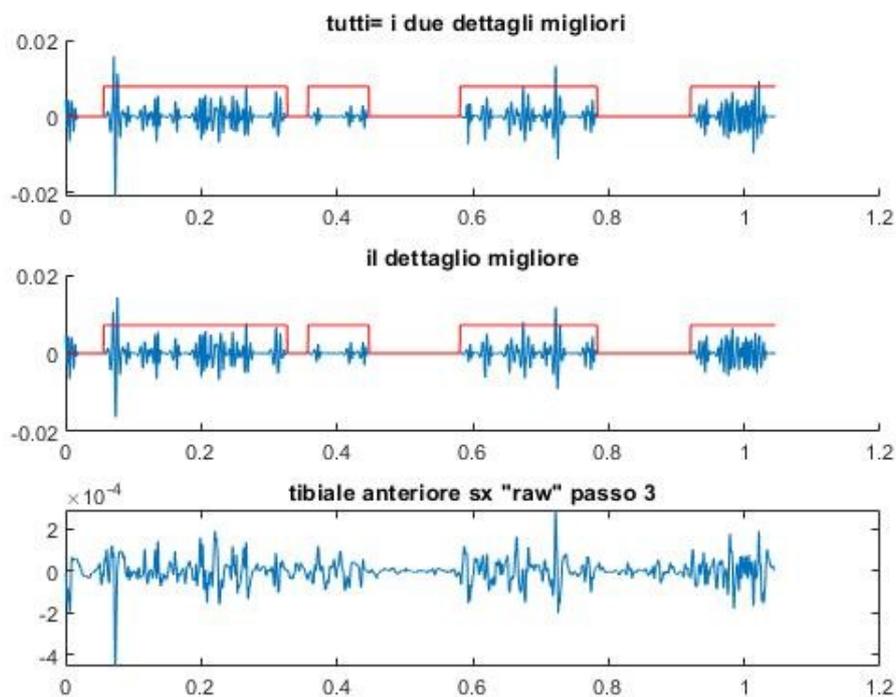


Figura 6.12. Soggetto 2: Tibiale, passo numero 3

Per il passo numero 3 del muscolo tibiale anteriore per il secondo soggetto, il segnale privo di rumore è stato ricostruito prendendo tutti i dettagli possibili che sono soltanto due (d7+d8) e con il miglior dettaglio d7.

Soggetto 3:

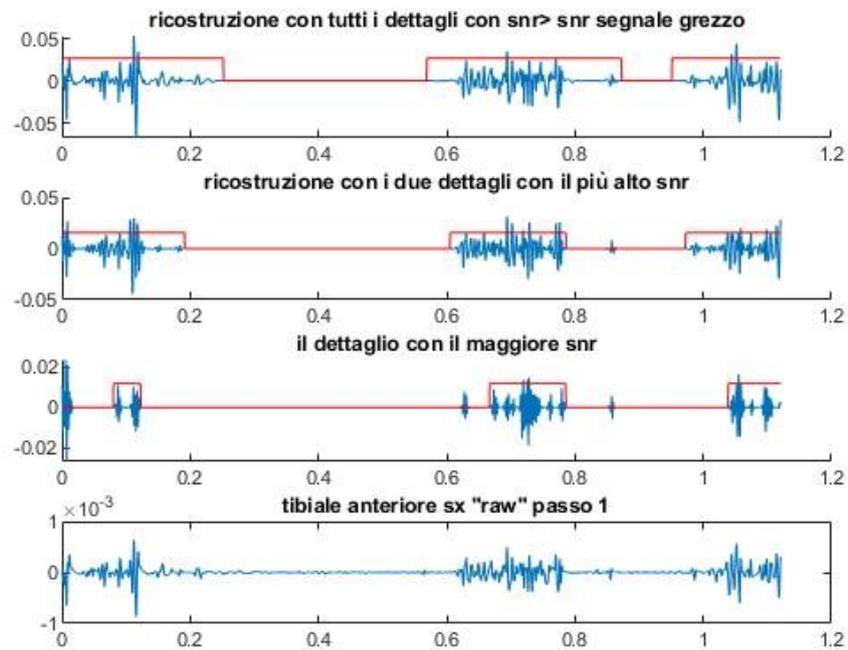


Figura 6.13. Soggetto 3: Tibiale, passo numero 1

Per il passo numero 1 del muscolo tibiale anteriore per il terzo soggetto, il segnale privo di rumore è stato ricostruito in questo modo:

- 1) Ricostruzione con tutti i dettagli: sono stati presi i dettagli (d5+d6+d7+d8);
- 2) Ricostruzione con i due migliori dettagli: sono stati presi i dettagli (d7+d8);
- 3) Ricostruzione con il miglior dettaglio: è stato preso il dettaglio d8.

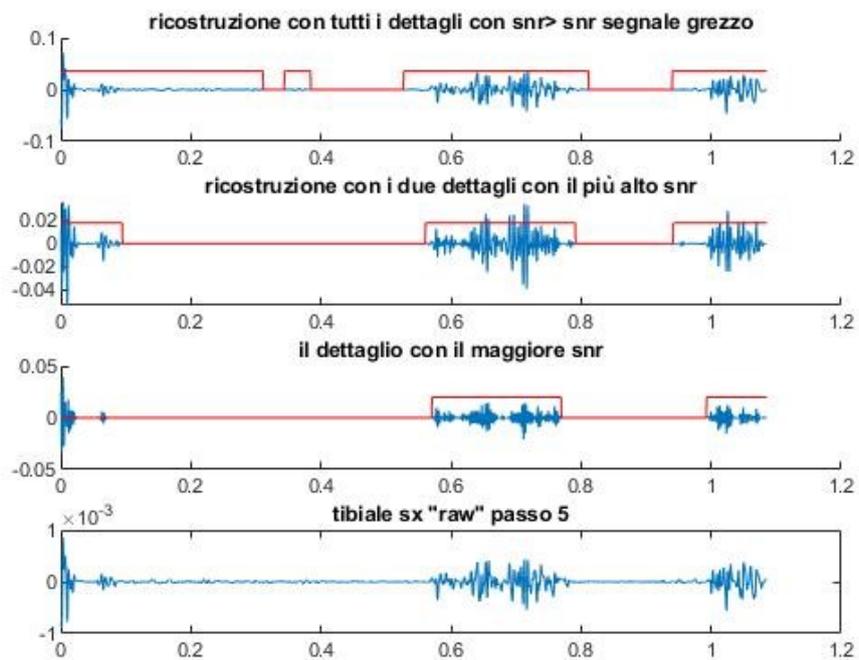


Figura 6.14. Soggetto 3: Tibiale, passo numero 5

Per il passo numero 5 del muscolo tibiale anteriore per il terzo soggetto, il segnale privo di rumore è stato ricostruito in questo modo:

- 1) Ricostruzione con tutti i dettagli: sono stati presi i dettagli (d5+d6+d7+d8);
- 2) Ricostruzione con i due migliori dettagli: sono stati presi i dettagli (d7+d8);
- 3) Ricostruzione con il miglior dettaglio: è stato preso il dettaglio d8.

Soggetto 4:

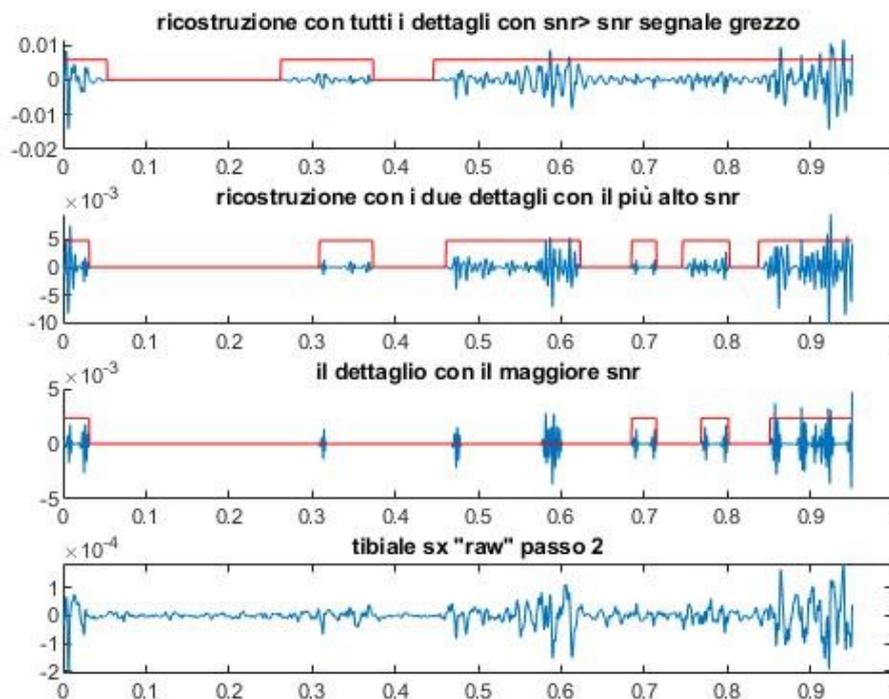


Figura 6.15. Soggetto 4: Tibiale, passo numero 2

Per il passo numero 2 del muscolo tibiale anteriore per il quarto soggetto, il segnale privo di rumore è stato ricostruito in questo modo:

- 1) Ricostruzione con tutti i dettagli: sono stati presi i dettagli (d6+d7+d8);
- 2) Ricostruzione con i due migliori dettagli: sono stati presi i dettagli (d7+d8);
- 3) Ricostruzione con il miglior dettaglio: è stato preso il dettaglio d8.

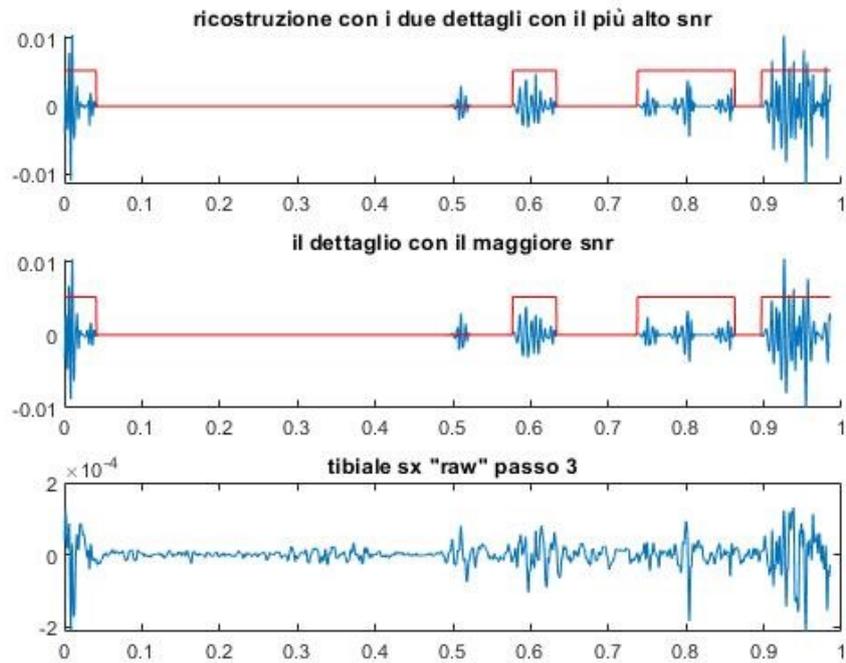


Figura 6.16. Soggetto 4: Tibiale, passo numero 3

Per il passo numero 3 del muscolo tibiale anteriore per il secondo soggetto, il segnale privo di rumore è stato ricostruito prendendo tutti i dettagli possibili che sono soltanto due (d7+d8) e con il miglior dettaglio d7.

Come si può osservare, nelle figure 6.5, 6.10, 6.12, 6.16 sono state fatte soltanto due ricostruzioni del segnale dal momento che quella con tutti i dettagli corrisponde a prendere i soli due dettagli migliori. Invece in figura 6.4 è stata fatta soltanto la ricostruzione con il dettaglio migliore, unico con $SNR >$ dell' SNR del segnale di partenza.

Si noti che i due muscoli hanno attivazioni opposte, infatti agiscono come antagonisti. Il gastrocnemio laterale è attivo in fase di appoggio ed è responsabile della flessione plantare della caviglia. Il tibiale anteriore invece è responsabile della dorsi-flessione ed è attivo principalmente nella fase di oscillazione. Applicando l'algoritmo on/off è stato possibile mettere in evidenza le attivazioni dei due muscoli. Per ogni segnale preso in esame e quindi per ogni ricostruzione con dettagli è stato individuato il preciso istante temporale di on e di off.

Gli istanti temporali (in ms) di on/off di tutte le ricostruzioni dei segnali di gastrocnemio laterale e tibiale anteriore sono riportati nelle sottostanti tabelle, rispettando l'ordine dei grafici precedenti.

Nello specifico si ha:

- Per il muscolo gastrocnemio:
 1. Soggetto 1: figura 6.17; figura 6.18.
 2. Soggetto 2: figura 6.19; figura 6.20.
 3. Soggetto 3: figura 6.21; figura 6.22.
 4. Soggetto 4: figura 6.23; figura 6.24.

- Per il muscolo tibiale:
 1. Soggetto 1: figura 6.25; figura 6.26.
 2. Soggetto 2: figura 6.27; figura 6.28.
 3. Soggetto 3: figura 6.29; figura 6.30.
 4. Soggetto 4: figura 6.31; figura 6.32.

Gastrocnemio

Soggetto 1:

ricostruzioni	ON (ms)	OFF (ms)
<u>Tutti</u> i det	15 842 932	657.5 885 -
<u>I due</u> migliori det	85.5 169.5 933	137.5 451 -
<u>Il migliore</u> det	241	434

*Figura 6.17. Tabella istanti temporali on/off per
Soggetto 1: Gastrocnemio, passo numero 3*

Per il passo numero 3 del muscolo gastrocnemio laterale per il primo soggetto, nella tabella della figura 6.17, sono riportati gli istanti temporali in millisecondi corrispondenti ai momenti di inizio (ON) e fine (OFF) della contrazione del muscolo nelle tre diverse ricostruzioni fatte per il segnale. Il simbolo – nella colonna dell'off sta ad indicare che al termine dell'intervallo temporale entro il quale il segnale viene rappresentato nel grafico, il muscolo risulta ancora attivo per cui non è possibile indicarne con precisione l'istante di off.

ricostruzioni	ON (ms)	OFF (ms)
<u>Tutti</u> i det		
I <u>due</u> migliori det	15 961	497 1000
Il <u>migliore</u> det	342.5	436.5

Figura 6.18. Tabella istanti temporali on/off per

Soggetto 1: Gastrocnemio, passo numero 5

Per il passo numero 5 del muscolo gastrocnemio laterale per il primo soggetto, nella tabella della figura 6.18, sono riportati gli istanti temporali in millisecondi corrispondenti ai momenti di inizio (ON) e fine (OFF) della contrazione del muscolo nelle due diverse ricostruzioni fatte per il segnale. In questo caso, l'algoritmo on/off applicato nella ricostruzione con tutti i dettagli non è in grado di mostrare le attivazioni del muscolo.

Soggetto 2:

ricostruzioni	ON (ms)	OFF (ms)
<u>Tutti</u> i det	0 985.5	527 -
I <u>due</u> migliori det	0 123	75.5 499.5
Il <u>migliore</u> det	145 274.5	180 486.5

Figura 6.19. Tabella istanti temporali on/off per

Soggetto 2: Gastrocnemio, passo numero 2

Per il passo numero 2 del muscolo gastrocnemio laterale per il secondo soggetto, nella tabella della figura 6.19, sono riportati gli istanti temporali in millisecondi corrispondenti ai momenti di inizio (ON) e fine (OFF) della contrazione del muscolo nelle tre diverse ricostruzioni fatte per il segnale. Il simbolo – nella colonna dell’off sta ad indicare che al termine dell’intervallo temporale entro il quale il segnale viene rappresentato nel grafico, il muscolo risulta ancora attivo per cui non è possibile indicarne con precisione l’istante di off.

ricostruzioni	ON (ms)	OFF (ms)
<u>Tutti i det</u>		
<u>I due migliori det</u>		
<u>Il migliore det</u>	11 993	464 -

Figura 6.20. Tabella istanti temporali on/off per

Soggetto 2: Gastrocnemio, passo numero 7

Per il passo numero 7 del muscolo gastrocnemio laterale per il secondo soggetto, nella tabella della figura 6.20, sono riportati gli istanti temporali in millisecondi corrispondenti ai momenti di inizio (ON) e fine (OFF) della contrazione del muscolo nell’unica ricostruzione del segnale fatta con il dettaglio migliore. Il simbolo – nella colonna dell’off sta ad indicare che al termine dell’intervallo temporale entro il quale il segnale viene rappresentato nel grafico, il muscolo risulta ancora attivo per cui non è possibile indicarne con precisione l’istante di off.

Soggetto 3:

ricostruzioni	ON (ms)	OFF (ms)
<u>Tutti</u> i det		
I <u>due</u> migliori det	44.5 998	545.5 -
Il <u>migliore</u> det	263.5	316.5

Figura 6.21. Tabella istanti temporali on/off per

Soggetto 3: Gastrocnemio, passo numero 1

Per il passo numero 1 del muscolo gastrocnemio laterale per il terzo soggetto, nella tabella della figura 6.21, sono riportati gli istanti temporali in millisecondi corrispondenti ai momenti di inizio (ON) e fine (OFF) della contrazione del muscolo nelle due ricostruzioni che è stato possibile fare del segnale, quella con i due dettagli migliori e quella con il dettaglio migliore. Il simbolo – nella colonna dell’off sta ad indicare che al termine dell’intervallo temporale entro il quale il segnale viene rappresentato nel grafico, il muscolo risulta ancora attivo per cui non è possibile indicarne con precisione l’istante di off.

ricostruzioni	ON (ms)	OFF (ms)
<u>Tutti</u> i det	0 589 939.5	555 734 -
I <u>due</u> migliori det	57	497
Il <u>migliore</u> det	365.5	415.5

Figura 6.22. Tabella istanti temporali on/off per

Soggetto 3: Gastrocnemio, passo numero 3

Per il passo numero 3 del muscolo gastrocnemio laterale per il terzo soggetto, nella tabella della figura 6.22, sono riportati gli istanti temporali in millisecondi corrispondenti ai momenti di inizio (ON) e fine (OFF) della contrazione del muscolo nelle tre diverse ricostruzioni fatte per il segnale. Il simbolo – nella colonna dell'off sta ad indicare che al termine dell'intervallo temporale entro il quale il segnale viene rappresentato nel grafico, il muscolo risulta ancora attivo per cui non è possibile indicarne con precisione l'istante di off.

Soggetto 4:

ricostruzioni	ON (ms)	OFF (ms)
<u>Tutti i det</u>	2 826	403.5 -
<u>I due migliori det</u>	29 179 863	147.5 397 902
<u>Il migliore det</u>	315	369.5

Figura 6.23. Tabella istanti temporali on/off per

Soggetto 4: Gastrocnemio, passo numero 5

Per il passo numero 5 del muscolo gastrocnemio laterale per il quarto soggetto, nella tabella della figura 6.23, sono riportati gli istanti temporali in millisecondi corrispondenti ai momenti di inizio (ON) e fine (OFF) della contrazione del muscolo nelle tre diverse ricostruzioni fatte per il segnale. Il simbolo – nella colonna dell'off sta ad indicare che al termine dell'intervallo temporale entro il quale il segnale viene rappresentato nel grafico, il muscolo risulta ancora attivo per cui non è possibile indicarne con precisione l'istante di off.

ricostruzioni	ON (ms)	OFF (ms)
<u>Tutti</u> i det	0 472.5 541 758	420.5 509 699 -
I <u>due</u> migliori det	0 111.5 550 758	73.5 420.5 669 -
Il <u>migliore</u> det	3 179 846.5	65.5 405.5 -

Figura 6.24. Tabella istanti temporali on/off per
Soggetto 4: Gastrocnemio, passo numero 7

Per il passo numero 7 del muscolo gastrocnemio laterale per il quarto soggetto, nella tabella della figura 6.24, sono riportati gli istanti temporali in millisecondi corrispondenti ai momenti di inizio (ON) e fine (OFF) della contrazione del muscolo nelle tre diverse ricostruzioni fatte per il segnale. Il simbolo – nella colonna dell’off sta ad indicare che al termine dell’intervallo temporale entro il quale il segnale viene rappresentato nel grafico, il muscolo risulta ancora attivo per cui non è possibile indicarne con precisione l’istante di off.

Tibiale

Soggetto 1:

ricostruzioni	ON (ms)	OFF (ms)
<u>Tutti</u> i det	-----	-----
I <u>due</u> migliori det	0 596.5	521 -
Il <u>migliore</u> det	0 153 613	117 353 -

Figura 6.25. Tabella istanti temporali on/off per
Soggetto 1: Tibiale, passo numero 1

Per il passo numero 1 del muscolo tibiale anteriore per il primo soggetto, nella tabella della figura 6.25, sono riportati gli istanti temporali in millisecondi corrispondenti ai momenti di inizio (ON) e fine (OFF) della contrazione del muscolo nelle tre diverse ricostruzioni fatte per il segnale. Fa eccezione la ricostruzione fatta con tutti i dettagli dove l'algoritmo on/off non è in grado di mostrare le attivazioni del muscolo. Il simbolo – nella colonna dell'off sta ad indicare che al termine dell'intervallo temporale entro il quale il segnale viene rappresentato nel grafico, il muscolo risulta ancora attivo per cui non è possibile indicarne con precisione l'istante di off.

ricostruzioni	ON (ms)	OFF (ms)
<u>Tutti i det</u>		
<u>I due</u> migliori det	0 79 251.5 505	33 211 421 -
<u>Il migliore</u> det	579.5 933.5	713.5 -

*Figura 6.26. Tabella istanti temporali on/off per
Soggetto 1: Tibiale, passo numero 4*

Per il passo numero 4 del muscolo tibiale anteriore per il primo soggetto, nella tabella della figura 6.26, sono riportati gli istanti temporali in millisecondi corrispondenti ai momenti di inizio (ON) e fine (OFF) della contrazione del muscolo nelle due ricostruzioni che è stato possibile fare del segnale, quella con i due dettagli migliori e quella con il migliore dettaglio. Il simbolo – nella colonna dell'off sta ad indicare che al termine dell'intervallo temporale entro il quale il segnale viene rappresentato nel grafico, il muscolo risulta ancora attivo per cui non è possibile indicarne con precisione l'istante di off.

Soggetto 2:

ricostruzioni	ON (ms)	OFF (ms)
<u>Tutti</u> i det	-----	-----
I <u>due</u> migliori det	0 396.5 643 948.5	349 547 894 -
Il <u>migliore</u> det	0 396.3 643 948.5	349 547 894 -

Figura 6.27. Tabella istanti temporali on/off per

Soggetto 2: Tibiale, passo numero 1

Per il passo numero 1 del muscolo tibiale anteriore per il secondo soggetto, nella tabella della figura 6.27, sono riportati gli istanti temporali in millisecondi corrispondenti ai momenti di inizio (ON) e fine (OFF) della contrazione del muscolo nelle tre diverse ricostruzioni fatte per il segnale. Fa eccezione la ricostruzione fatta con tutti i dettagli dove l'algoritmo on/off non è in grado di mostrare le attivazioni del muscolo. Il simbolo – nella colonna dell'off sta ad indicare che al termine dell'intervallo temporale entro il quale il segnale viene rappresentato nel grafico, il muscolo risulta ancora attivo per cui non è possibile indicarne con precisione l'istante di off.

ricostruzioni	ON (ms)	OFF (ms)
<u>Tutti</u> i det		
I <u>due</u> migliori det	56 357 581 920.5	327 447.5 783.5 -
Il <u>migliore</u> det	56 357 581 920.5	327 447.5 783.5 -

Figura 6.28. Tabella istanti temporali on/off per

Soggetto 2: Tibiale, passo numero 3

Per il passo numero 3 del muscolo tibiale anteriore per il secondo soggetto, nella tabella della figura 6.28, sono riportati gli istanti temporali in millisecondi corrispondenti ai momenti di inizio (ON) e fine (OFF) della contrazione del muscolo nelle due ricostruzioni che è stato possibile fare del segnale, quella con i due dettagli migliori e quella con il migliore dettaglio. Il simbolo – nella colonna dell’off sta ad indicare che al termine dell’intervallo temporale entro il quale il segnale viene rappresentato nel grafico, il muscolo risulta ancora attivo per cui non è possibile indicarne con precisione l’istante di off.

Soggetto 3:

ricostruzioni	ON (ms)	OFF (ms)
<u>Tutti</u> i det	0 568.5 951	252 873 -
I <u>due</u> migliori det	0 605 972	191.5 786.5 -
Il <u>migliore</u> det	80 666.5 1038	123 786 -

Figura 6.29. Tabella istanti temporali on/off per

Soggetto 3: Tibiale, passo numero 1

Per il passo numero 1 del muscolo tibiale anteriore per il terzo soggetto, nella tabella della figura 6.29, sono riportati gli istanti temporali in millisecondi corrispondenti ai momenti di inizio (ON) e fine (OFF) della contrazione del muscolo nelle tre diverse ricostruzioni fatte per il segnale. Il simbolo – nella colonna dell’off sta ad indicare che al termine dell’intervallo temporale entro il quale il segnale viene rappresentato nel grafico, il muscolo risulta ancora attivo per cui non è possibile indicarne con precisione l’istante di off.

ricostruzioni	ON (ms)	OFF (ms)
<u>Tutti</u> i det	0	311.5
	343.5	384.5
	527	812
	940	-
I <u>due</u> migliori det	0	95
	560.5	791.5
	941.5	-
Il <u>migliore</u> det	570.5	770
	992.5	-

Figura 6.30. Tabella istanti temporali on/off per

Soggetto 3: Tibiale, passo numero 5

Per il passo numero 5 del muscolo tibiale anteriore per il terzo soggetto, nella tabella della figura 6.30, sono riportati gli istanti temporali in millisecondi corrispondenti ai momenti di inizio (ON) e fine (OFF) della contrazione del muscolo nelle tre diverse ricostruzioni fatte per il segnale. Il simbolo – nella colonna dell’off sta ad indicare che al termine dell’intervallo temporale entro il quale il segnale viene rappresentato nel grafico, il muscolo risulta ancora attivo per cui non è possibile indicarne con precisione l’istante di off.

Soggetto 4:

ricostruzioni	ON (ms)	OFF (ms)
<u>Tutti</u> i det	0	53.3
	262	374
	446	-
I <u>due</u> migliori det	0	32
	308.5	373.5
	461	623.5
	684.5	715
	746	803
Il <u>migliore</u> det	837.5	-
	0	32
	684.5	715
	768.5	802
	851	-

Figura 6.31. Tabella istanti temporali on/off per

Soggetto 4: Tibiale, passo numero 2

Per il passo numero 2 del muscolo tibiale anteriore per il quarto soggetto, nella tabella della figura 6.31, sono riportati gli istanti temporali in millisecondi corrispondenti ai momenti di inizio (ON) e fine (OFF) della contrazione del muscolo nelle tre diverse ricostruzioni fatte per il segnale. Il simbolo – nella colonna dell’off sta ad indicare che al termine dell’intervallo temporale entro il quale il segnale viene rappresentato nel grafico, il muscolo risulta ancora attivo per cui non è possibile indicarne con precisione l’istante di off.

ricostruzioni	ON (ms)	OFF (ms)
<u>Tutti i det</u>		
<u>I due</u> migliori det	0 576.5 737 896.5	41.5 633.5 863 -
<u>Il migliore</u> det	0 576.5 737 896.5	41.5 633.5 863 -

Figura 6.32. Tabella istanti temporali on/off per

Soggetto 4: Tibiale, passo numero 3

Per il passo numero 3 del muscolo tibiale anteriore per il quarto soggetto, nella tabella della figura 6.32, sono riportati gli istanti temporali in millisecondi corrispondenti ai momenti di inizio (ON) e fine (OFF) della contrazione del muscolo nelle due ricostruzioni che è stato possibile fare del segnale, quella con i due dettagli migliori e quella con il migliore dettaglio. Il simbolo – nella colonna dell’off sta ad indicare che al termine dell’intervallo temporale entro il quale il segnale viene rappresentato nel grafico, il muscolo risulta ancora attivo per cui non è possibile indicarne con precisione l’istante di off.

Legenda tabelle on/off:



Non è stato possibile fare la ricostruzione del segnale.



L'algoritmo on/off non funziona nel caso specifico.

-

Simbolo presente nella colonna degli OFF.

Il segnale rimane ancora attivo, quindi non è stato possibile definire l'istante temporale di off del muscolo.

7. DISCUSSIONE E CONCLUSIONI

In questo studio viene affrontato il problema dell'identificazione dei tempi di contrazione muscolare nel segnale elettromiografico di superficie per i muscoli gastrocnemio laterale e tibiale anteriore. Il rilevamento degli intervalli temporali di attività muscolare in condizioni dinamiche ha un reale impatto diagnostico clinico [16][17].

In questo lavoro viene sviluppato un algoritmo che utilizza le trasformate Wavelet con lo scopo di mostrare l'istante di on e l'istante di off dell'attività muscolare durante la deambulazione. Uno dei vantaggi è che il dominio Wavelet permette di effettuare un'analisi dei segnali in tempo e in frequenza con una buona risoluzione in entrambi i domini. La validità dell'algoritmo è stata testata su segnali sEMG sperimentali. Sono stati acquisiti segnali di 4 giovani adulti sani. Il punto di forza dell'algoritmo è che i risultati hanno mostrato gli istanti temporali esatti di attivazione e disattivazione dei muscoli presi in esame. Inoltre si tratta di un metodo che funziona in maniera automatica, indipendentemente dall'utente.

Le trasformate Wavelet sono state sfruttate anche per il denoising dei segnali. La qualità dei segnali ottenuti dopo la ricostruzione dipende da quanto un segnale di partenza è affetto da rumore. Le attivazioni muscolari messe in evidenza al termine del processing sono legate al tipo di ricostruzione del segnale che è stata fatta.

Come si può osservare, in alcuni casi (figura 6.2, figura 6.9, figura 6.11), l'algoritmo applicato sulla ricostruzione con tutti i dettagli non funziona. Di conseguenza nemmeno nelle rispettive tabelle on/off è stato possibile riportare gli intervalli temporali di contrazione muscolare (figura 6.18, figura 6.25, figura 6.27). Il motivo è che la qualità del segnale ricostruito dipende fortemente dal valore numerico dell'SNR. Nel caso in cui la ricostruzione sia stata fatta con tutti i dettagli, in presenza di livelli con un SNR di poco superiore a quello del segnale da processare, è chiaro che il segnale, anche dopo il denoising, continui ad essere ancora piuttosto rumoroso e in questo caso l'algoritmo on/off non permette di individuare le attivazioni muscolari. Questo risultato implica che lo studio deve essere sicuramente approfondito per trovare una soluzione al problema e un suggerimento potrebbe essere quello di provare a modificare la soglia per le attivazioni.

In conclusione si può comunque affermare che la tecnica nel dominio Wavelet è un approccio innovativo e affidabile sia per il denoising sia per l'algoritmo on/off.

BIBLIOGRAFIA

- [1] J.Perry “*The contribution of dynamic electromyography to gait analysis*”,1998.
- [2] Berne, Robert M, et al, “*Berne & Levy Physiology*”, Philadelphia, PA: Mosby/Elsevier, 2010.
- [3] – G. Ambrosi, D. Cantino, P. Castano, S. Correr, L. D’Este, R. F. Donato, G. Familiari, F. Fornai, M. Gulisano, A. Iannello, L. Magaudda, M. F. Marcello, A. M. Martelli, P. Pacini, M. Rende, P. Rossi, C. Sforza, C. Tacchetti, R. Toni, G. Zummo, “*Anatomia dell’uomo*”, edi-ermes, 2006.
- [4] R. Merletti, D. Farina, “*Surface Electromyography: Physiology, Engineering, and Applications*”, Wiley-IEEE Press, 2016.
- [5] F.P.Branca, “*Fondamenti di Ingegneria Clinica, Volume 1*”.
- [6] – http://www.medicaltec.it/dem/DEM_STEP32.html
- [7] Perry J, Gait Analysis: “*Normal and Pathological Function*”, 1992.
- [8] <https://www.physio-pedia.com/Gait>
- [9] Misiti M, et al, “*Wavelet Toolbox*”, pp. 23-37, 1997.
- [10] De Luca CJ, et al, “*Filtering the surface EMG signal: Movement artifact and baseline noise contamination*”, Journal of Biomechanics, pp.1573-1579, 2010.
- [11] N.M. Sobahi, “*Denoising of EMG signals based on Wavelet Transform*”, Asian Transactions on Engineering (ATE ISSN: 2221-4267) Volume 01 Issue 05.
- [12] Naser El-Sheimy, Ahmed Osman, Sameh Nassar, and Aboelmagd Noureldin “*A New Way to Integrate GPS and INS: Wavelet Multiresolution Analysis*”.

[13] Strazza A. et al, “*Time-frequency analysis of surface EMG signals for maximum energy localization during walking*”, Conference: European Medical and Biological Engineering Conference Nordic-Baltic Conference on Biomedical Engineering and Medical Physics, 2018.

[14] – <http://www.seniam.org/>

[15] R. A. Bogey, L. A. Barnes, and J. Perry, “Computer algorithms to characterize individual subject EMG profiles during gait,” 1992.

[16] Giuseppe Vannozzi, Silvia Conforto, Tommaso D’Alessio, “*Automatic detection of surface EMG activation timing using a wavelet transform based method*”, Journal of Electromyography and Kinesiology, 2010.

[17] Andrea Merlo, Dario Farina Roberto Merletti, “*Fast and Reliable Technique for Muscle Activity Detection From Surface EMG Signals*”, 2003.

[18] <https://www.medicinapertutti.it>

[19] Giacomo Legnani, Giacomo Palmieri, “*Fondamenti di Meccanica e Biomeccanica del Movimento*”.

RINGRAZIAMENTI

In primis un grazie va al professore Francesco Di Nardo e alla Dott.ssa Annachiara Strazza per la professionalità e disponibilità mostrata nei miei confronti.

Un grazie alla mia famiglia che mi ha sempre supportato e ha sempre creduto in me e poi anche a tutti i miei amici che in questo ultimo anno particolarmente difficile sono sempre rimasti al mio fianco e non mi hanno mai abbandonata.