

ALMA MATER STUDIORUM - UNIVERSITÀ DI BOLOGNA
CAMPUS DI CESENA
SCUOLA DI INGEGNERIA E ARCHITETTURA
CORSO DI LAUREA IN INGEGNERIA BIOMEDICA

**VALUTAZIONE ATTRAVERSO EMG DI
SUPERFICIE DEL RUOLO DEI MUSCOLI DI
PIEDE E GAMBA NEL CONTROLLO
POSTURALE SUL PIANO FRONTALE**

Elaborato in
BIOMECCANICA

Relatore:
LORENZO CHIARI

Correlatore:
MAURIZIO LANNOCCA

Presentata da:
MATTIA CORZANI

I° SESSIONE
Anno Accademico 2012/2013

INDICE

<i>Introduzione</i>	1
1 Anatomia funzionale di piede e gamba	5
1.1 Caratterizzazione anatomica del piede.	5
1.2 Componenti ossee.	5
1.3 I muscoli e i tendini.	7
1.3.1 Muscoli flessori plantari dell'articolazione della caviglia.	9
1.3.2 Muscoli che flettono dorsalmente l'articolazione della caviglia.	12
1.3.3 Muscoli che ruotano internamente il piede, inversione.	14
1.3.4 Muscoli rotatori esterni del piede, eversione.	15
1.3.5 Muscoli estensori delle dita.	18
1.3.6 Muscoli flessori delle dita.	19
1.3.7 Abduzione e adduzione delle dita.	22
1.3.7.1 Muscoli che abducono le dita	22
1.3.7.2 Muscoli adduttori delle dita.	24
1.4 Gli archi plantari.	24
1.5 Componenti legamentose.	26
2 Elettromiografia e pedana di forza	27
2.1 Introduzione e definizione dell'elettromiografia (EMG).	27
2.1.1 Potenziale di riposo e potenziale d'azione muscolare.	28
2.1.2 Genesi dei potenziali di membrana	29
2.1.3 L'unità motoria muscolare.	30
2.1.4 Un modello elettrico per il potenziale d'azione.	31
2.1.4.1 Sovrapposizione di MUAP.	32
2.1.4.2 Reclutamento e frequenza di attivazione del MUAP.	32
2.1.5 Il segnale EMG "grezzo"	33
2.1.5.1 Fattori che influenzano il segnale EMG grezzo.	34

2.1.6	EMG – Amplificatori.	36
2.1.7	Conversione A/D, risoluzione.	38
2.1.7.1	Campionamento A/D	38
2.1.8	Preparazione della cute.	39
2.1.9	Tipologia elettrodi di superficie.	40
2.1.10	Linee guida generali per l'uso dell'EMG.	41
2.1.11	Elaborazione del segnale EMG	41
2.2	La pedana di forza.	43
2.2.1	Estensimetri come trasduttori.	44
2.2.2	Cristalli piezoelettrici come trasduttori.	44
2.2.3	Sensibilità della pedana di forza.	45
2.2.4	Parametri rilevati dalla pedana di forza.	45
3	Indagine da letteratura sulla relazione COP-EMG	47
3.1	Introduzione e definizione di base per l'analisi posturale.	47
3.2	Il pendolo inverso come modello per l'analisi delle oscillazioni posturali. . .	48
3.2.1	Estensione del modello a pendolo inverso.	51
3.3	Prova sperimentale in vitro, azione dei muscoli della gamba.	53
3.3.1	Modello applicato per la sperimentazione in vitro	54
3.3.2	Attuazione della prova in vitro.	56
3.4	Prova sperimentale in vivo, azione dei muscoli della gamba lungo il piano frontale.	59
3.5	Prova sperimentale in vivo, analisi dell'azione dei muscoli plantari intrinseci del piede.	63
4	Strumenti e metodi utilizzati	67
4.1	Soggetti partecipanti.	67
4.2	Compiti posturali.	67
4.3	Acquisizione dei segnali.	67
4.3.1	Acquisizione COP.	67
4.3.2	Acquisizione EMG.	68
4.4	Elaborazione dei segnali.	70
4.4.1	Elaborazione COP.	70

4.4.2	Elaborazione EMG.	71
4.4.3	Cross-correlazione per il confronto tra COP-EMG.	71
4.5	Strumenti utilizzati.	72
4.5.1	Pedana di forza Bertec FP4060-08.	72
4.5.2	Elettrodi di superficie Arbo H124SG.	73
4.5.3	Elettromiografo BTS Pocket EMG.	74
5	Risultati del protocollo sperimentale	75
5.1	Quantificare il rumore basale.	75
5.2	Variabilità della postura eretta e difficoltà posturale in SLS.	76
5.3	Qualità del segnale EMG acquisito.	77
5.3.1	Analisi nel dominio dei tempi del EMG grezzo.	77
5.3.2	Analisi nel dominio delle frequenze.	79
5.4	Inviluppo del segnale EMG.	81
5.5	Relazione tra COP e EMG.	83
5.5.1	Valutazione qualitativa della relazione COP-EMG.	84
5.5.2	Valutazione quantitativa della relazione COP-EMG.	85
5.6	Limitazioni del protocollo adottato.	88
	Conclusione	89
	Appendice	91
	Bibliografia e Sitografia	101

INTRODUZIONE

La stazione eretta tipica della specie umana è intrinsecamente instabile: in tale posizione infatti il corpo, lasciato a se stesso, cadrebbe assecondando la gravità terrestre. Malgrado ciò il corpo tipicamente non cade, perché il nostro corpo dispone di una regolazione fine ed efficace dell'equilibrio, che gli assicura un ampio margine di sicurezza.

E' proprio nella 'zona di confine' che separa una stazione eretta tranquilla dal suo collasso (caduta) che si concentra un interesse scientifico particolare. E' qui che si ricercano segni con riconosciuta valenza clinica che consentano di leggere alterazioni anche minime della normale funzione antigravitaria (la valutazione funzionale), e in base ai quali farsi guidare nella costruzione di percorsi di rieducazione o mantenimento che contrastino eventuali fattori acuti o cronici di degenerazione (la riabilitazione).

Dato che i 2/3 della massa del nostro corpo è posizionata ai 2/3 dell'altezza di questo, siamo un sistema inerzialmente instabile senza l'azione continua di un preciso sistema di controllo [1].

La degenerazione del sistema di controllo dell'equilibrio nelle persone anziane e in soggetti affetti da diverse patologie ha imposto un'importante ricerca scientifica e clinica per capire il più possibile come agisce il nostro sistema regolatore dell'equilibrio e per quantificarne il suo stato in ogni situazione specifica.

Con l'invecchiamento della popolazione e con l'aumento dell'aspettativa di vita, l'importanza di mantenere una buona mobilità sta diventando sempre più critica. Gli infortuni, le fratture e i decessi dovuti a cadute accidentali sta fortemente colpendo le persone anziane.

Questo è recentemente confermato da una statistica di Ottobre 2012 svolta dal "World Health Organization" in cui si afferma che i decessi totali nel mondo dovuti a cadute sono stati 424.000, seconda causa mondiale di decessi accidentali dopo gli incidenti stradali.

In tutte le regioni del mondo, i tassi di mortalità sono più elevati tra gli adulti di età superiore ai 60 anni. Inoltre ogni anno, anche se non fatali, sono circa 37,3 milioni le

cadute abbastanza gravi da richiedere cure mediche [S1].

In particolare, l'instabilità di alcuni pazienti può dipendere da un insufficiente controllo delle oscillazioni lungo il piano medio-laterale (M/L). Per esempio, i pazienti con malattia di Huntington ad alto rischio di caduta mostrano un'oscillazione del tronco maggiore in direzione M/L rispetto a quelli con rischio minore [2], e la capacità di stare in posizioni critiche dal punto di vista dell'equilibrio M/L (ad esempio in posizione tandem) è significativamente ridotta in pazienti con malattia di Parkinson con una storia di frequenti cadute [3].

Una migliore conoscenza del contributo dei muscoli di gamba e piede, in particolare dell'abduzione dell'alluce, studiato raramente, in soggetti sani durante determinate condizioni d'equilibrio, può aiutare a ottenere un modello standard di riferimento per una maggior comprensione delle cause e delle conseguenze di disfunzioni nei pazienti con problemi di cadute.

Il seguente studio ha quindi lo scopo di indagare l'azione di controllo dei principali muscoli di gamba e piede nell'equilibrio medio-laterale, eseguendo un'indagine esplorativa non invasiva tramite elettromiografia di superficie e pedana di forza (potenzialmente adatta, quindi, per uno screening clinico).

Per fare ciò sono necessarie prima di tutto le conoscenze dell'anatomia e della fisiologia umana oltre che avere competenze relative all'uso della strumentazione biomedica necessaria, quale ad esempio dell'elettromiografo di superficie, strumento essenziale per lo studio dell'attività muscolare.

Il Primo Capitolo, dunque, si sofferma sull'anatomia dell'arto inferiore umano. Verrà preso in considerazione brevemente l'apparato scheletrico e in modo più dettagliato quello muscolare caratteristico appunto dell'arto inferiore, con particolare attenzione ai muscoli il cui segnale elettromiografico sarà rilevato in fase di sperimentazione su soggetti sani:

- Abduzione dell'alluce;
- Tibiale anteriore;
- Peroneo lungo.

Succeivamente, nel Secondo Capitolo, si analizzeranno le caratteristiche degli strumenti necessari per il lavoro sperimentale, ovvero l'elettromiografo di superficie e la

pedana di forza, con un'approfondita introduzione riguardante le caratteristiche dei parametri/segnali da questi rilevati. In particolare verranno descritti quali sono le procedure ottimali da seguire per una buona rilevazione ed elaborazione del segnale elettromiografico.

Il Terzo Capitolo affronterà, invece, la tematica della relazione tra l'oscillazione del corpo e l'attivazione muscolare, grazie alla misurazione del segnale elettromiografico (EMG).

Sarà utile per capire quali muscoli sono maggiormente responsabili nel controllo dell'equilibrio medio-laterale e quali condizioni mettano più in difficoltà l'equilibrio lungo la medesima direzione. Questi muscoli e queste condizioni saranno poi utilizzate nel protocollo sperimentale per la realizzazione della nostra indagine.

Inoltre, seguendo il percorso tracciato dagli articoli in letteratura riguardanti i diversi aspetti che poi saranno alla base del lavoro sperimentale, verranno presi in considerazione ed elaborati i più diffusi modelli biomeccanici di piede e gamba adottati per lo studio dell'analisi posturale.

Inoltre i dati in letteratura saranno utili anche per delineare un possibile confronto coi nostri risultati sperimentali.

Nel Quarto Capitolo saranno illustrati i passi seguiti nella realizzazione dell'elaborato sperimentale: metodi di acquisizione e di elaborazione dei segnali analizzati oltre ad un breve paragrafo riguardante le specifiche degli strumenti utilizzati nel Laboratorio di Ingegneria Biomedica di Cesena per lo svolgimento di questa tesi.

Infine nel Quinto Capitolo saranno esposti i principali risultati sperimentali del lavoro. Avrà quindi lo scopo di indagare, seguendo i metodi e il protocollo illustrato nel precedente capitolo, l'azione di controllo dei muscoli di piede e gamba nell'equilibrio sul piano frontale, confrontando poi questi risultati con i dati ottenuti in letteratura e già discussi nel Terzo Capitolo.

Capitolo 1

ANATOMIA FUNZIONALE DI PIEDE E GAMBA

1.1 *Caratterizzazione anatomica del piede [S2]*

I piedi sono perfettamente strutturati per sostenere il peso del nostro corpo; sono l'unica parte a contatto con il terreno quando si sta in piedi o durante qualsiasi tipo di spostamento.

Le loro funzioni sono molteplici: agiscono come ammortizzatori, e scaricano tutto il peso del nostro corpo a terra; aiutano nel mantenimento della postura durante il passo; forniscono la propulsione, lo slancio e la flessibilità per camminare, saltare e correre.

Anatomicamente, il piede è costituito da due facce: dorsale e plantare. Dorsale si riferisce alla superficie superiore del piede, mentre plantare alla superficie inferiore del piede.

Per studiare l'anatomia del piede si prendono in considerazione le sue parti costitutive:

- ossa;
- archi;
- muscoli e tendini;
- legamenti.

1.2 *Componenti ossee [S2]*

Il piede rappresenta un sistema architettonico complesso dotato di tre principali caratteristiche : solidità, flessibilità e stabilità. La sua struttura è un capolavoro oltre che di architettura anche di biomeccanica, con le sue 28 ossa, compresi i sesamoidi costanti (il loro numero può variare per la presenza di uno o più sesamoidi incostanti o di alcune delle dieci ossa accessorie del piede), 33 articolazioni e 20 muscoli. Il piede si può dividere topograficamente in tre porzioni :

1. Avampiede : che comprende le ossa delle falangi (14) e dei metatarsi (5)
2. Mesopiede : che comprende i 3 cuneiformi e il cuboide, e lo scafoide tarsale
3. Retropiede : che comprende astragalo e calcagno

Il piede può inoltre essere suddiviso in ulteriori tre regioni, ovvero il tarso, il metatarso e le falangi.

Il tarso, che presenta alcune analogie con il carpo della mano, è costituito da sette ossa (calcagno, astragalo, scafoide (o navicolare), cuboide e le tre ossa cuneiformi) che occupano tutta la metà prossimale del piede, di cui la più voluminosa di tutte è il calcagno. Nel tarso si distinguono due file, la prima, prossimale, è formata dal talo e dal calcagno, la seconda, più distale e interposta tra questa e il metatarso, è formata, procedendo trasversalmente da mediale a laterale, dal primo, secondo e terzo osso cuneiforme e dall'osso cuboide. Frapposto alle due file vi è l'osso navicolare. La disposizione delle ossa nelle due file forma un'arcata convessa dorsalmente. Tutte le ossa del tarso presentano un asse maggiore antero-posteriore, con l'eccezione del navicolare che lo possiede latero-laterale. L'astragalo è collegato alle due ossa lunghe con le quali costituisce l'articolazione della caviglia che permette al piede di muoversi su e giù.

Il metatarso, posto nella metà distale del piede, è costituito da 5 ossa dalla morfologia simile che collegano il tarso alle falangi. Sono tutte ossa lunghe e dunque possiedono un'epifisi prossimale ed una distale, collegate da una diafisi. Le diafisi delle ossa metatarsali sono convesse sulla superficie dorsale e concave su quella plantare, contribuendo alla formazione dell'arcata plantare del piede. Articolate, sono tutte leggermente inclinate medialmente. I metatarsi costituiscono un ponte tra la parte centrale del piede e le dita e si allargano quando si carica il peso sul piede. C'è una parte arrotondata su ciascun osso, chiamata testa metatarsale, che forma il cuscinetto del piede e sostiene il peso del corpo.

Le falangi sono le ossa delle dita dei piedi. Le falangi del piede sono costituite da 14 piccole ossa, tre in ciascun dito, dette prossimale, intermedia e distale, fatta eccezione per l'alluce che ne possiede due, prossimale e distale. Talvolta il quinto dito possiede solo due falangi. Rispetto alla mano le falangi del piede sono più corte, schiacciate in senso latero-laterale, convesse dorsalmente e concave plantarmente. Caratteristica delle falangi intermedie del piede è quella di avere un'epifisi distale costituita da una troclea, che si articola con l'epifisi prossimale delle falangi distali.

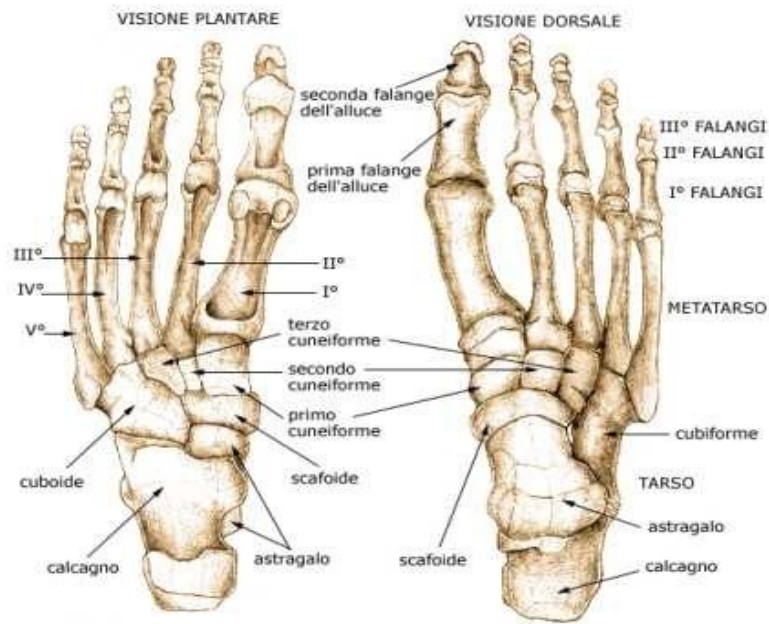


Fig. 1.1. Rappresentazione della struttura ossea del piede. Fonte: [S2].

Le ossa del piede sono tenute in posizione, mosse e sostenute da una rete di muscoli, tendini e legamenti.

1.3 I muscoli e i tendini [4]

Il tessuto muscolare, formato da fibre muscolari, è lo strumento attraverso il quale l'uomo è in grado di muoversi.

I muscoli, quindi, per poter spostare le ossa devono essere comunicanti con esse; gli elementi che permettono ciò sono i tendini, robuste strutture fibrose.

Essendo i tendini i punti di attacco del muscolo alle ossa, generalmente, presentano due estremità: l'inserzione, ossia la zona di ancoraggio sull'osso, che, in seguito alla contrazione viene spostata e l'origine, sempre zona di ancoraggio allo scheletro ma che resta fissa durante il movimento.

Per caratterizzare biomeccanicamente la funzione del piede è necessario introdurre anche i muscoli e i tendini estrinseci del piede, cioè che originano dalla gamba e si inseriscono nel piede/caviglia.

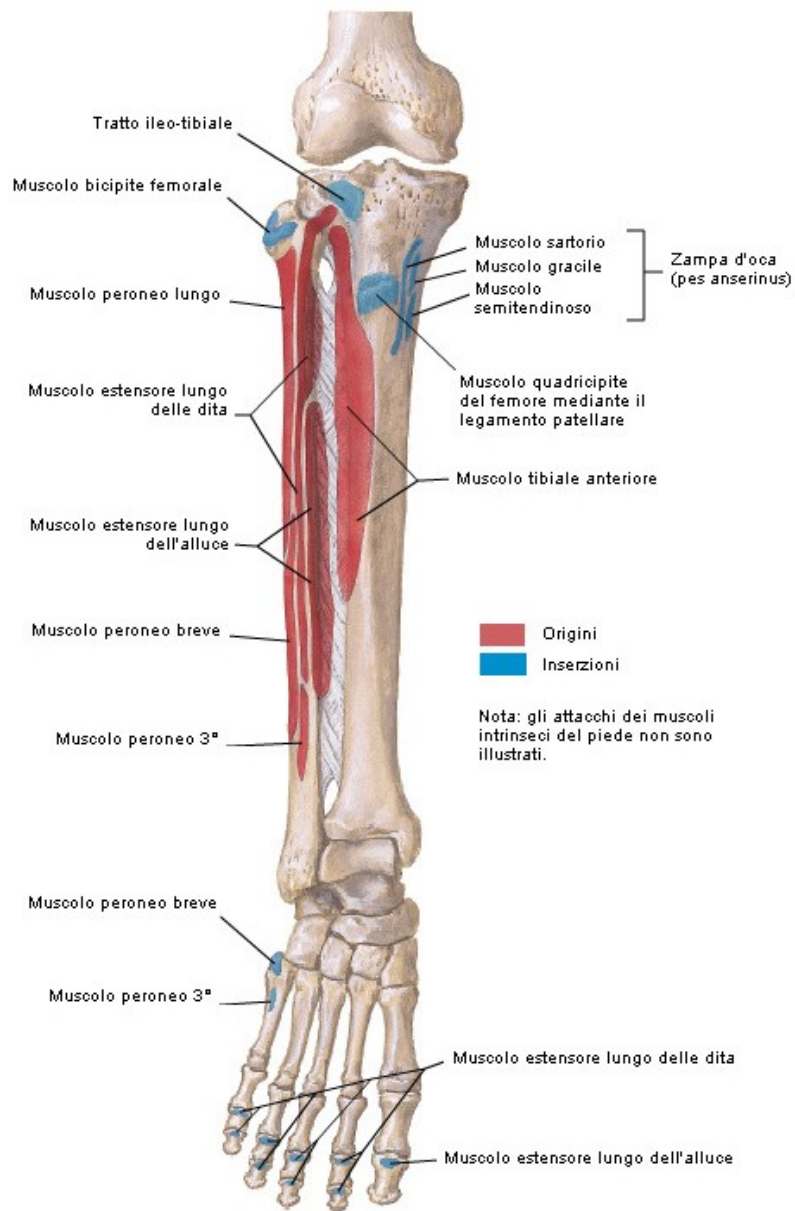


Fig. 1.2. Inserzioni osee dei muscoli della gamba, veduta anteriore. Fonte: [5].

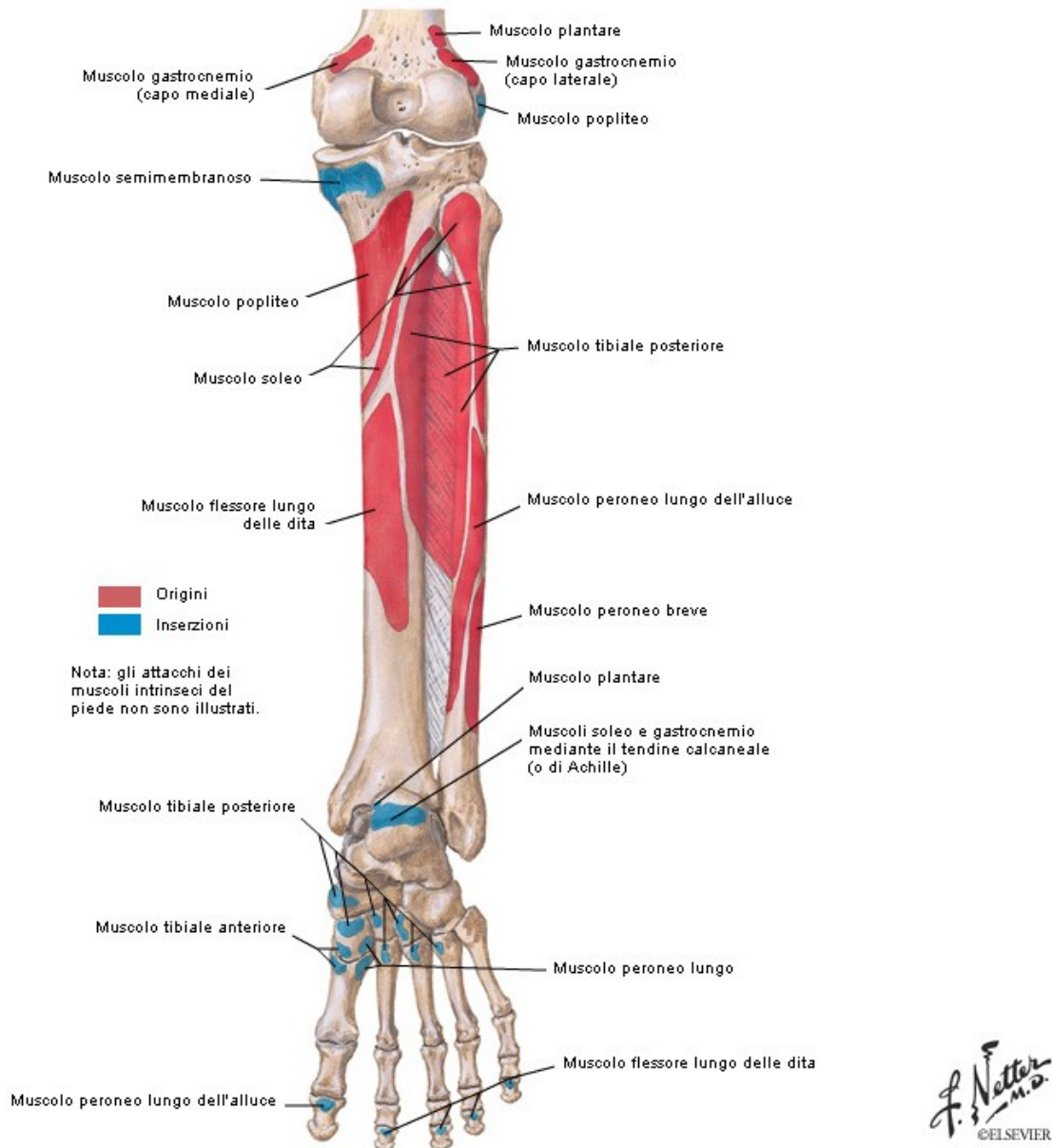


Fig. 1.3. Inserzioni osee dei muscoli della gamba, veduta posteriore. Fonte: [5].

1.3.1 *Muscoli flessori plantari dell'articolazione della caviglia [4]*

- Gastrocnemio
- Soleo
- Plantare
- Peroneo lungo
- Flessore lungo delle dita
- Flessore lungo dell'alluce

Gastrocnemio

Il gastrocnemio insieme al soleo è il principale flessore plantare dell'articolazione della caviglia. Provvede a fornire la forza propulsiva per la locomozione. Poiché incrocia l'articolazione del ginocchio, il gastrocnemio è anche un potente flessore di questa articolazione. Tuttavia, non è in grado di esercitare il suo pieno potere su entrambe le articolazioni simultaneamente. Ad esempio, se il ginocchio è flesso il gastrocnemio non potrà esercitare la sua massima azione anche a livello dell'articolazione della caviglia e viceversa.

Nella corsa, durante il cammino e nel salto il gastrocnemio fornisce una considerevole quantità di forza propulsiva. Quando si considera la forza necessaria per proiettare il corpo in aria, il tricipite della sura deve essere considerato come uno dei gruppi muscolari più potenti presenti nel corpo umano. L'abitudine di indossare calzature con tacchi alti può causare un notevole accorciamento delle fibre del gastrocnemio, poiché le due inserzioni delle fibre muscolari vengono avvicinate l'una all'altra. Se si verifica un tal accorciamento, è possibile dover sperimentare la difficoltà di camminare con scarpe che hanno sole basse o a piedi nudi a causa della limitata dorsiflessione a livello dell'articolazione della caviglia.

Soleo

Il soleo è uno dei due flessori plantari principali dell'articolazione della caviglia; è disposto in maniera tale da impedire al corpo di cadere davanti all'articolazione della caviglia durante la stazione eretta e per questo svolge un ruolo molto importante come muscolo posturale. La contrazione intermittente del soleo, durante la stazione eretta, aiuta il ritorno venoso grazie alla presenza dei vasi comunicanti che uniscono il sistema venoso profondo a quello superficiale e che passano attraverso la sua compagine.

Plantare

Il plantare è un flessore debole del ginocchio e flessore plantare dell'articolazione della caviglia.

Tendine calcaneare o tendine di Achille

Il tendine calcaneare viene ritenuto il più spesso e il più resistente di tutto il corpo ed è il tendine attraverso cui i muscoli del polpaccio esercitano la loro forza sulla parte posteriore del piede durante la fase propulsiva di molte attività, come ad esempio

camminare, correre o saltare. Si ritiene che il tendine calcaneare non sia in grado di sopportare tensioni di più di 10 t. Le sue fibre dirigendosi verso il basso si spiralizzano di circa 90° cosicché le fibre mediali passano posteriormente. Si ritiene che questo arrangiamento atipico sia alla base delle proprietà elastiche del tendine. Ad esempio, dopo un salto, il corpo atterrerà in posizione eretta, con i piedi mantenuti in flessione plantare dall'attività del tricipite della sura. Lo stiramento viene assorbito dal tendine calcaneare che produce un effetto di rinculo. L'azione dei muscoli del polpaccio nel suo complesso è flettere plantarmente il piede a livello dell'articolazione della caviglia. Il gastrocnemio agisce come generatore della forza propulsiva, lavorando soprattutto sulla caviglia, ma può anche produrre la flessione del ginocchio se lavora abbastanza intensamente. Il soleo, dal canto suo, è posizionato meglio per agire come muscolo posturale, perché alla sua inserzione inferiore agisce come punto fisso ed evita che la gamba, sotto l'influenza del peso corporeo, cada in avanti, dato che la proiezione verticale del centro di gravità del corpo cade davanti all'articolazione della caviglia. Un'altra caratteristica che contraddistingue il gastrocnemio dal soleo è il tipo di fibre che li compongono: il primo è composto di fibre che conferiscono ad esso un aspetto pallido e di conseguenza viene spesso riferito come muscolo bianco, mentre il secondo è costituito in prevalenza da fibre rosse ed è per questo indicato come muscolo rosso. Il plantare ha un ruolo molto piccolo nella flessione plantare della caviglia e, se lesionato può stirarsi con una certa facilità causando un forte dolore.

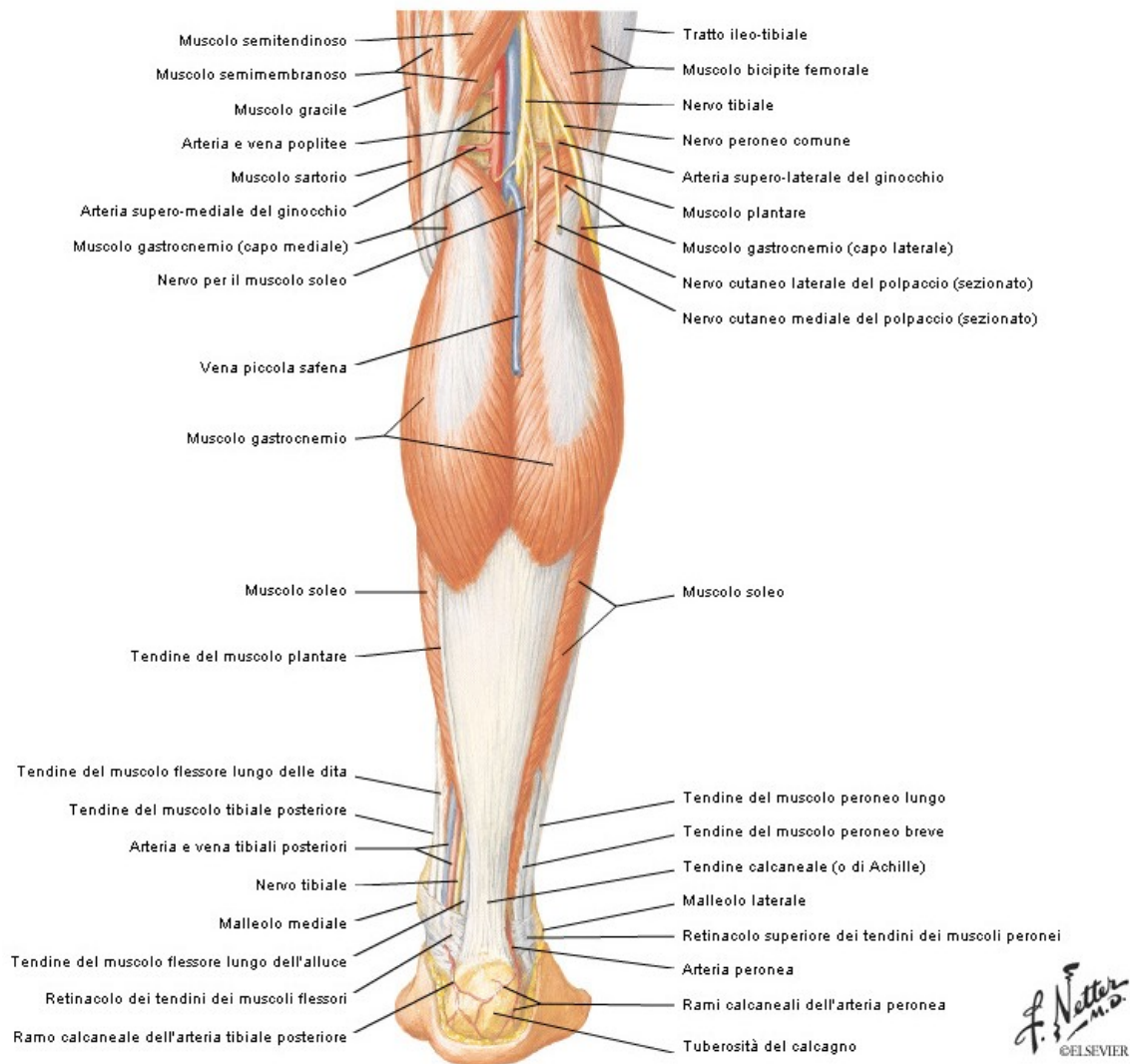


Fig. 1.4. Muscoli della gamba; dissezione superficiale, veduta posteriore. Fonte: [5].

1.3.2 *Muscoli che flettono dorsalmente l'articolazione di caviglia [4]*

- Tibiale anteriore
- Estensore lungo delle dita
- Estensore lungo dell'alluce
- Peroneo terzo

Tibiale anteriore

Il tibiale anteriore è un lungo muscolo fusiforme situato sulla parte anteriore della gamba, lateralmente al margine anteriore della tibia; è rivestito da una fascia robusta e deriva la sua inserzione prossimale dalla superficie profonda di questa fascia, dai due terzi superiori della superficie laterale della tibia e dalla parte della membrana interossea

che unisce le due ossa della gamba. Il muscolo prosegue nella sua porzione tendinea a livello del suo terzo inferiore, dirigendosi in basso e medialmente sopra l'estremità distale della tibia. Quindi prosegue attraversando sia il retinacolo degli estensori superiori sia quello inferiore per inserirsi sul lato mediale del cuneiforme mediale e sulla base del primo metatarso; bisogna inoltre ricordare che l'inserzione raggiunge la superficie profonda di entrambe le ossa per fondersi con quella proveniente dal peroneo lungo.

Il tibiale anteriore è un dorsiflessore del piede e agisce a livello dell'articolazione della caviglia. Quando lavora insieme al tibiale posteriore agisce come un rotatore del piede, in modo che la pianta del piede venga a trovarsi rivolta medialmente.

Come altri muscoli della gamba, il tibiale anteriore è coinvolto nel bilanciamento del corpo sui piedi. Agisce, insieme ai muscoli che lo circondano, per mantenere l'equilibrio corporeo durante le attività della parte superiore del corpo, che variano continuamente la distribuzione del peso. Il tibiale anteriore non è soltanto responsabile della dorsiflessione del piede, quando l'arto inferiore viene mosso in avanti durante la fase di oscillazione deambulatoria dell'arto, in modo da prevenire che le punte delle dita del piede tocchino terra, ma controlla anche l'appoggio del piede a terra, che segue al contatto iniziale con il terreno del calcagno. La paralisi del tibiale anteriore causa la caduta del piede poiché i rimanenti flessori dorsali non sono abbastanza forti da sollevare la punta delle dita ed a prevenire il loro trascinarsi a terra. Il paziente può ovviare a questo problema flettendo in ginocchio più del normale durante il cammino o impiegando una protesi per il sollevamento delle dita.

1.3.3 *Muscoli che ruotano internamente il piede, inversione [4]*

- Tibiale posteriore
- Tibiale anteriore

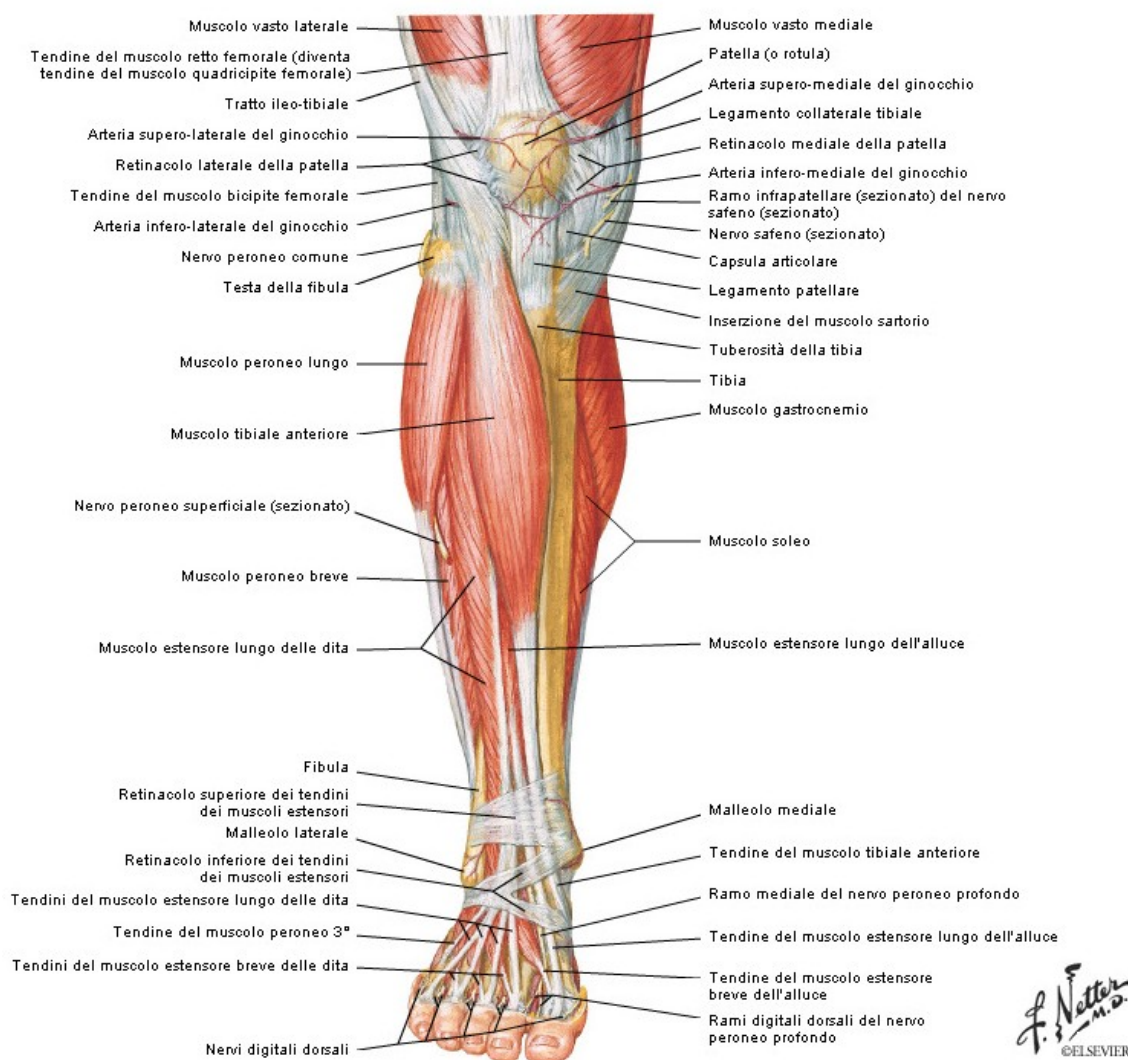


Fig. 1.5. Muscoli della gamba; dissezione superficiale, veduta anteriore. Fonte: [5].

Tibiale posteriore

Il tibiale posteriore è il principale responsabile della rotazione interna del piede, insieme al tibiale anteriore. Grazie alla sua inserzione sul tubercolo del navicolare, è in grado di esercitare una trazione verso l'alto e verso l'interno portando la porzione anteriore del piede in modo tale che la pianta del piede viene ad essere rivolta medialmente. Il muscolo è anche un flessore plantare del piede all'articolazione della caviglia, ma il suo contributo è minimo; il gastrocnemio e il soleo sono infatti posizionati molto meglio e hanno una linea d'azione più diretta. Nondimeno, in caso di rottura del tendine calcaneare il tibiale posteriore è in grado di produrre una flessione plantare. Dal

momento che si attacca sia alla tibia sia alla fibula, la contrazione del tibiale posteriore tenderà ad avvicinare le due ossa. Inoltre accentua la curvatura della volta plantare.

Il muscolo tibiale posteriore contribuisce a mantenere l'equilibrio della tibia sul piede, particolarmente, quando il peso corporeo tende a spostarsi lateralmente. Essendo un potente rotatore interno, inoltre, controlla l'avampiede durante il cammino e la corsa posizionando il piede in modo tale che l'arcata mediale non venga completamente schiacciata. Le sue molteplici espansioni tendinee contribuiscono al mantenimento di tutte le varie arcate del piede.

1.3.4 Muscoli rotatori esterni del piede, eversione [4]

- Peroneo lungo
- Peroneo breve
- Peroneo terzo

Peroneo lungo

Il peroneo lungo è situato nella parte laterale della gamba ed è un muscolo lungo, sottile e fusiforme con un lungo ventre e un tendine ancora più lungo. Anche il suo decorso è piuttosto particolare in quanto il suo tendine cambia tre volte direzione prima di inserirsi sulla porzione mediale della pianta del piede.

Si origina da una piccola area situata sul condilo laterale della tibia (insieme all'estensore lungo delle dita) e dai due terzi superiori della superficie laterale della fibula, la sua metà inferiore si trova dietro la parte superiore dell'origine del peroneo breve.

Si origina inoltre anche dalla parte laterale della testa della fibula, lasciando una piccola area intorno al collo per il passaggio del nervo peroneo comune. Anteriormente e posteriormente si attacca ai setti intermuscolari e alla fascia che circonda il muscolo. Il tendine si origina a circa un palmo al di sopra del malleolo laterale e si trova superficialmente a quello del peroneo breve, con cui condivide la stessa guaina sinoviale.

Decorre in una doccia poco profonda posteriormente al malleolo laterale e passando profondamente al retinacolo peroneale superiore. Da qui il tendine si dirige di basso e leggermente in avanti per passare sotto il tubercolo peroneale sul calcagno, essendo mantenuto in posizione dalla banda inferiore del retinacolo peroneale. A questo livello il

tendine è racchiuso in una guaina sinoviale separata. Quando raggiunge il lato inferolaterale del cuboide, il tendine cambia direzione per entrar nella doccia situata sulla parte inferiore del cuboide. Questa doccia viene trasformata in un tunnel dalle fibre che provengono dal legamento plantare lungo e dal tendine tibiale posteriore, mentre all'interno del tunnel stesso il tendine è ancora circondato dalla sua guaina sinoviale. All'interno del tunnel il tendine segue un percorso diretto in avanti e medialmente che incrocia il piede e si dirige verso la sua inserzione distale sulle superfici plantare e laterale del cuneiforme mediale e sulla base del primo metatarso.

Il muscolo è un rotatore esterno naturale del piede poiché si origina dalla porzione laterale della gamba e gira intorno alla parte laterale del piede. Grazie al passaggio dietro malleolo laterale, il peroneo lungo produce una flessione plantare del piede, abbassando il lato mediale del piede come nella pronazione. Bisogna sottolineare che l'inserzione di questo muscolo ha luogo sulle stesse due ossa su cui si inserisce il tibiale anteriore, sebbene quest'ultimo si avvicini alla sua inserzione dal lato mediale del piede. Si ritiene che questo fornisca una sorta di staffa per le arcate del piede e contribuisca a controllare la loro altezza durante il movimento. Inoltre accentua la curvatura della volta plantare. Stando in piedi, il peroneo lungo insieme agli altri muscoli che lo circondano, contribuisce a mantenere la postura eretta. Controlla inoltre l'oscillazione laterale esercitando una pressione sul lato mediale del piede contro il terreno. Questa funzione viene meglio apprezzata se stando in piedi su una gamba sola, si fa lavorare il peroneo lungo molto intensamente per mantenere la gamba sopra il piede ed evitare la caduta del corpo dal lato opposto. Tuttavia, la sua principale attività si estrinseca nelle azioni che richiedono tutta la forza del piede come quando si corre su un terreno accidentato. Qui il suo controllo insieme a quello esercitato dal tibiale anteriore, sopra il lato mediale del piede e il primo metatarso, che sostiene l'alluce, riveste un'importanza vitale.

Peroneo breve

Il peroneo breve è un rotatore esterno del piede. Inoltre grazie al suo decorso e alle sue inserzioni, esercita una trazione tale da produrre contemporaneamente la flessione plantare della caviglia. Anche questo muscolo è ben posizionato per evitare l'oscillazione laterale stando in piedi. Stando su una sola gamba, contribuirà a evitare la caduta del corpo dal lato opposto, lavorando in questo caso con l'origine e l'inserzione invertite. Durante il cammino o la corsa, specie su un terreno accidentato, svolge una parte importante nel controllo della posizione del piede evitando che assuma

l'atteggiamento di eccessiva rotazione interna. In molti casi tuttavia, non sembra che questo meccanismo lavori in maniera adeguata e di conseguenza il piede ruota bruscamente all'interno, provocando la caduta del peso sulla parte laterale del piede che forza ulteriormente il piede nell'inversione.

Peroneo terzo

Il muscolo agisce come debole pronatore e flessore dorsale del piede a livello dell'articolazione della caviglia. Non è facile stabilire l'importanza dell'azione di questo piccolo muscolo poiché la sua azione appare mascherata da altri che hanno un'azione meccanica molto più efficace. Addirittura in alcuni soggetti è del tutto assente. Viene spesso danneggiato nelle distorsioni da eccessiva rotazione interna, è situato in una posizione strategica per aiutare a prevenire tali distorsioni durante le attività sportive e può perciò ridurre il numero degli infortuni. Si ritiene possibile che con il conseguimento della postura bipede, il peroneo terzo abbia assunto un ruolo più importante poiché la distorsione del piede è una caratteristica prettamente umana.

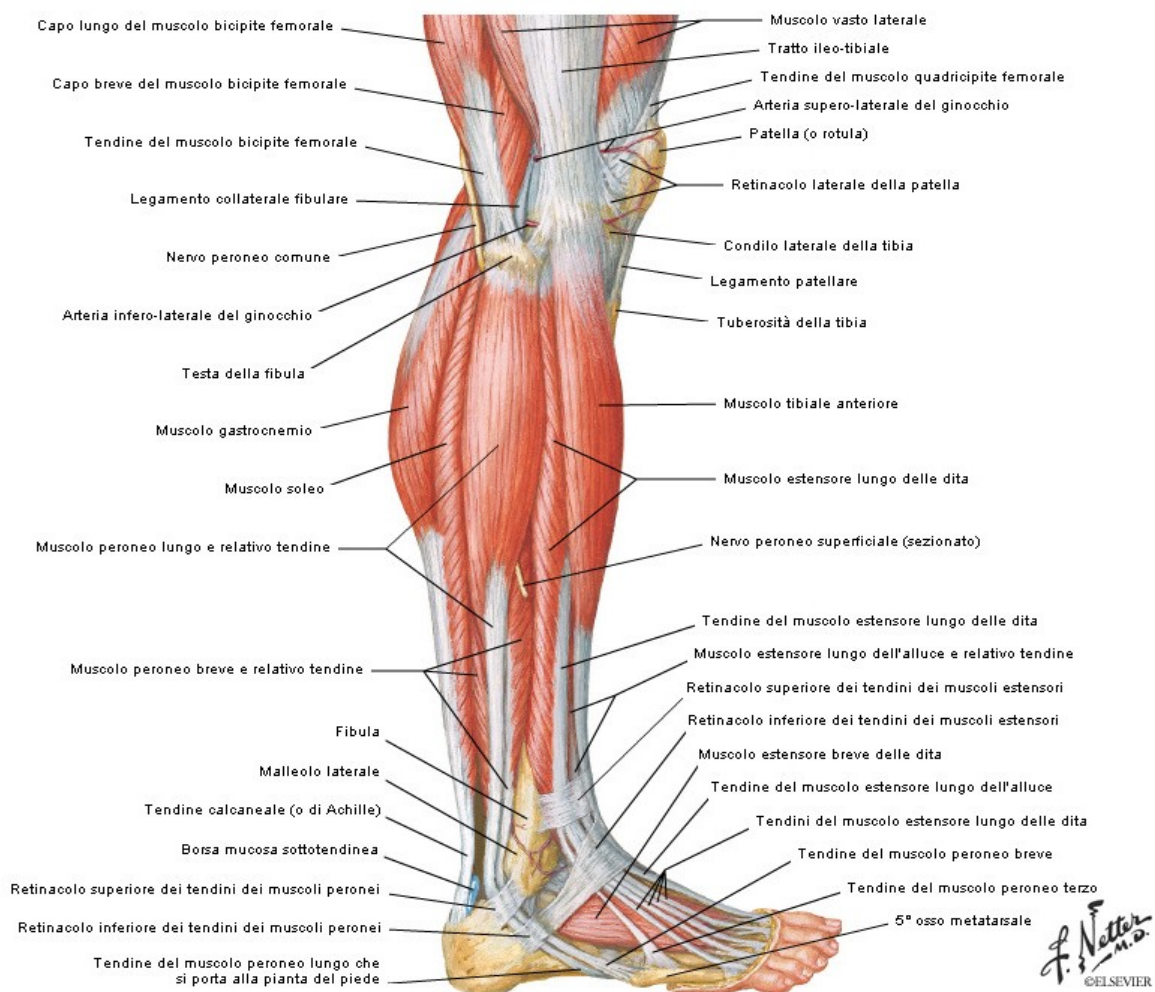


Fig. 1.6. Muscoli della gamba; veduta laterale. Fonte: [5].

1.3.5 Muscoli estensori delle dita [4]

- Estensore lungo dell'alluce
- Estensore lungo delle dita
- Estensore breve delle dita
- Lombricali
- Interossei

Estensore lungo dell'alluce

Come è implicito nel suo nome, estende tutte le articolazioni dell'alluce. Inoltre è anche un potente dorsiflessore del piede a livello dell'articolazione della caviglia. Nella corsa, l'alluce è l'ultima parte del piede a staccarsi dal suolo e perciò la spinta finale verrà dal flessore lungo delle dita. L'alluce non possiede un muscolo lombricale ne è associato da alcun muscolo interosseo, di conseguenza, l'estensione dell'articolazione interfalangea dipende esclusivamente da esso. La paralisi del muscolo avrà come risultato la flessione dell'articolazione e il penzolamento del dito durante l'ultima fase della deambulazione, dovuta alla mancata azione antagonista dei muscoli flessori.

Estensore lungo delle dita

È l'estensore delle quattro dita laterali a livello delle articolazioni metatarso falangee, inoltre contribuisce all'estensione a livello delle articolazioni interfalangee. Tuttavia non è in grado di eseguire da solo quest'ultimo movimento, e infatti viene eseguito soprattutto grazie all'azione dei muscoli lombricali. Se questi sono paralizzati, l'estensore lungo delle dita produce un'iperestensione dell'articolazione metatarso falangea, mentre le articolazioni interfalangee si flettono (a forma di uncino). Poiché il muscolo incrocia la porzione anteriore dell'articolazione della caviglia, contribuisce ad aiutare la dorsiflessione del piede.

Estensore breve delle dita

La parte mediale del muscolo aiuta l'estensore lungo dell'alluce nell'estensione dell'alluce stesso a livello dell'articolazione metatarso falangea, mentre gli altri tre tendini collaborano con l'estensore lungo delle dita. Come per l'estensore lungo, l'estensore breve delle dita collabora con il lombricale per estendere le articolazioni interfalangee; tuttavia non è in grado di adempiere da solo questo compito. Estensore

breve delle dita aiuta l'estensore lungo delle dita e l'estensore lungo dell'alluce ad alzare le dita dal suolo durante la corsa o il cammino.

Lombricali

Possiedono un ventre muscolare piuttosto lungo, se comparato con la lunghezza del loro tendine e collegano gli estensori delle dita con i flessori. Grazie alla loro inserzione sulla falange prossimale, la contrazione dei lombricali produce la flessione delle dita a livello dell'articolazione metatarso falangea, inoltre come già detto estendono le articolazioni interfalangee. La loro azione evita l'artigliamento delle dita durante la fase propulsiva della deambulazione, anche se a riposo. Sembra che i nervi che innervano questi muscoli possiedono molte più fibre di quante ne sarebbero necessarie per un muscolo così piccolo e di queste un grosso contingente risulta sensitivo. Ciò potrebbe indurre a credere che questi muscoli possano avere una funzione molto importante nel fornire informazioni relative alla tensione sviluppato tra i muscoli flessori lunghi e gli estensori.

1.3.6 Muscoli flessori delle dita [4]

- Flessore lungo delle dita
- Flessore accessorio o quadrato della pianta
- Flessore breve della dita
- Flessore lungo dell'alluce
- Flessore breve del 5° dito
- Lombricali
- Interossei

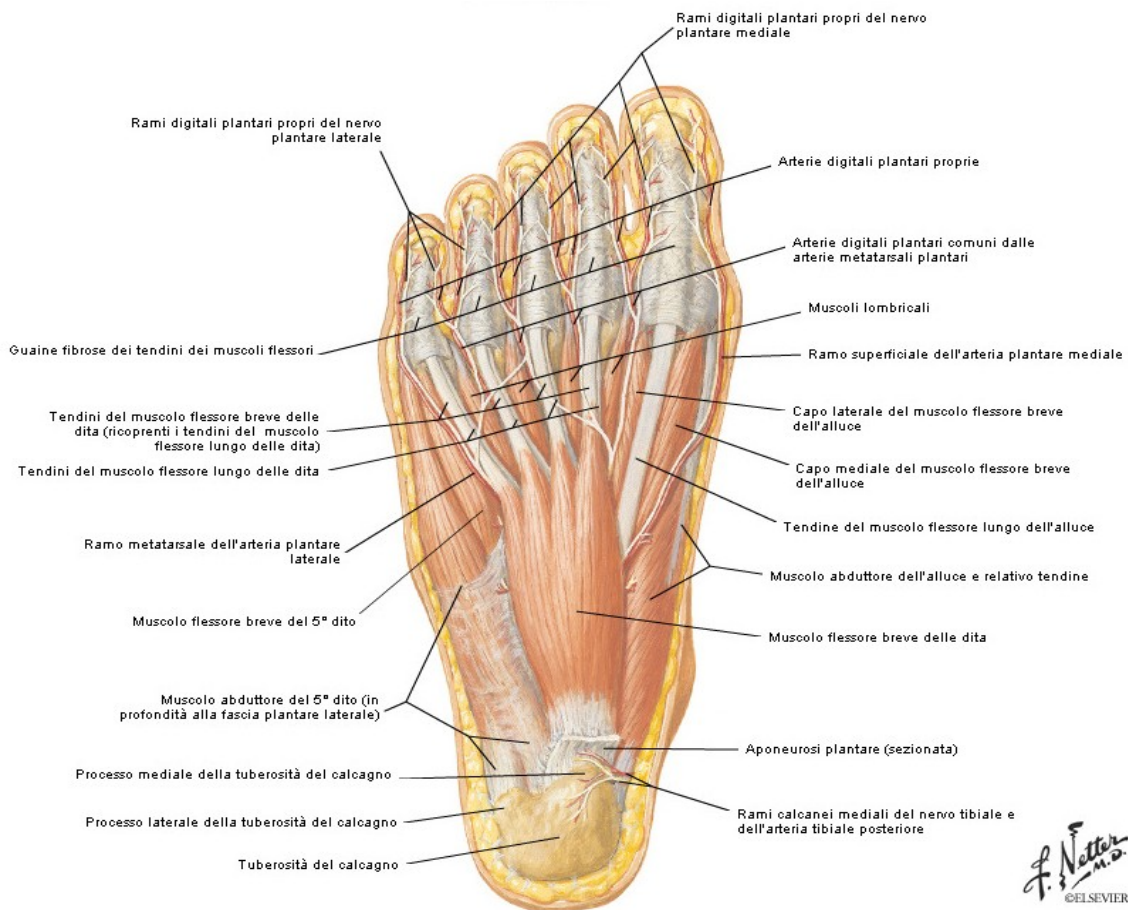


Fig. 1.7. Muscoli della pianta del piede, primo strato superficiale. Fonte: [5].

Flessore lungo delle dita

Il flessore lungo delle dita flette le quattro dita laterali. Per prima cosa flette le articolazioni interfalangee distali, poi quelle prossimali e infine le metatarso falangee. Il suo passaggio dietro al malleolo mediale implica che il flessore lungo delle dita possa anche contribuire alla flessione plantare del piede all'articolazione della caviglia. Con la caviglia flessa plantarmente, però la sua azione flessoria sulle dita viene diminuita. Durante la fase propulsiva della corsa, del salto o della semplice deambulazione, il flessore lungo delle dita abbassa le dita sul terreno per avere la massima presa e quindi la massima spinta durante la fase del sollevamento del calcagno. Quando il corpo si trova in posizione eretta, le dita tendono a far presa sul terreno per migliorare l'equilibrio.

Flessore accessorio o quadrato della pianta

Aiuta i tendini del flessore lungo a flettere tutte le articolazioni delle quattro dita laterali. Esercitando una trazione sulla porzione laterale del tendine del flessore lungo delle dita cambia la direzione della sua azione, così che le dita si flettono in direzione

del calcagno e non verso il malleolo mediale. Il flessore accessorio svolge un importante ruolo nella deambulazione, quando il flessore lungo delle dita si è già accorciato per la flessione plantare dell'articolazione della caviglia. Infatti questo muscolo esercita la sua azione sui tendini del flessore lungo in modo tale che le dita possono essere flesse per far presa sul terreno così da garantire l'appoggio e la spinta durante la fase propulsiva.

Flessore breve delle dita

L'azione principale di questo muscolo è flettere l'articolazione interfalangea prossimale delle quattro dita laterali. Il flessore breve delle dita è deputato ovviamente, come il flessore lungo delle dita, a produrre la spinta di queste quando necessario.

Flessore lungo dell'alluce

Flette le articolazioni dell'alluce, poiché incrocia l'articolazione della caviglia contribuisce a produrre la flessione plantare del piede. Riveste notevole importanza in quanto produce gran parte della spinta finale che proviene dal piede durante il cammino. In questa fase del ciclo di deambulazione, il polpaccio ha già prodotto il suo massimo sforzo e i flessori delle quattro dita laterali hanno appena completato la loro contrazione massima. Quindi la flessione dell'alluce è l'ultima azione prima che il piede venga sollevato da terra, pronto per il passo successivo. Inoltre è un importante fattore nel mantenimento dell'arcata longitudinale mediale del piede.

Flessore breve dell'alluce

L'azione del flessore breve dell'alluce è quella di flettere l'articolazione metatarso falangea dell'alluce e aiuta il flessore lungo dell'alluce a fornire la spinta finale dal suolo durante la deambulazione. Il fatto che venga accompagnato nella sua inserzione dall'abducente e dall'adduttore dell'alluce, suggerisce che la stabilizzazione dell'alluce durante la propulsione debba avere una grande importanza nell'assicurare la generazione della massima forza. Infatti quando questo è deformato come nell'alluce valgo in cui la punta è rivolta lateralmente e la base medialmente, questa spinta viene persa e il paziente trova difficoltà nel correre e talvolta nel camminare anche lentamente.

Flessore breve del 5° dito

Flette l'articolazione metatarsofalangea, sostiene l'arcata longitudinale laterale del piede.

1.3.7 *Abduzione e adduzione delle dita [4]*

Nella mano è il medio che viene considerato il dito centrale, quando si prendono in considerazione i movimenti di abduzione e di adduzione. Nel piede, invece, il dito centrale, quando si considerano questi movimenti è il secondo dito. Perciò, se l'alluce viene spostato medialmente si dice che è abdotto; se tutte le altre dita vengono spostate lateralmente, cioè si allontanano dal secondo dito, si dice che sono abdotte.

Inoltre a causa della disposizione delle articolazioni del piede, né i movimenti di adduzione e abduzione né quelli di supinazione e pronazione si possono verificare come movimenti puri. L'adduzione del piede è sempre accompagnata dalla supinazione, mentre l'abduzione è sempre congiunta alla pronazione.

1.3.7.1 *Muscoli che abducono le dita [S3]*

- Abduttore dell'alluce
- Abduttore del 5° dito
- Interossei dorsali

Abduttore dell'alluce

L'abduzione dell'alluce è un muscolo potente e di notevole importanza situato superficialmente sul lato mediale della superficie plantare del piede profondamente alla parte mediale dell'aponeurosi plantare. Si origina, in parte, dall'aponeurosi plantare, dalla superficie plantare del tubercolo mediale del calcagno, dal retinacolo dei flessori e dal setto intermuscolare che lo separa dal flessore breve delle dita.

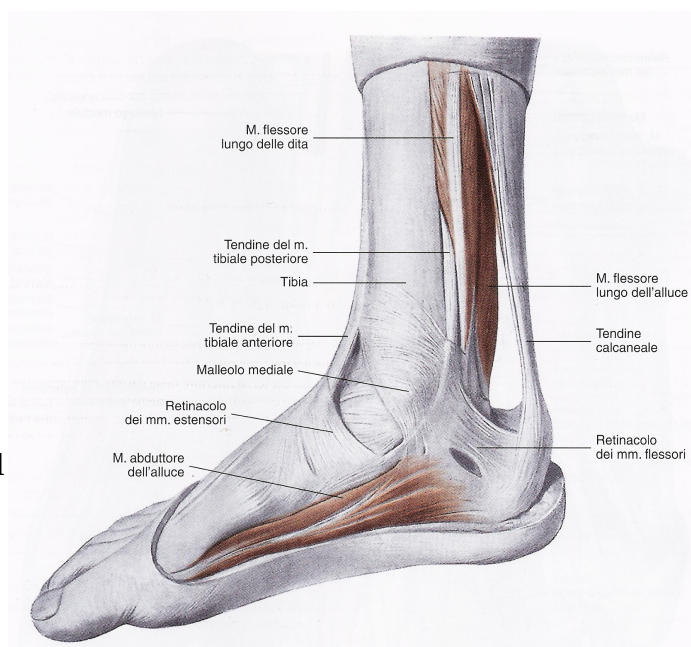


Fig. 1.8. Veduta dell'abduzione dell'alluce. Fonte: [6].

Le fibre si dirigono in avanti formando un tendine che passa sopra la porzione mediale dell'articolazione metatarsofalangea dell'alluce, per inserirsi sul lato mediale della base della falange prossimale insieme al tendine del flessore breve dell'alluce.

Come implicito nel nome, il muscolo abduce l'alluce a livello dell'articolazione metatarso falangea e contribuisce inoltre alla sua flessione sempre a livello della stessa articolazione. L'abduzione dell'alluce non riveste tanta importanza come tale, tuttavia il muscolo è forte e voluminoso e bisogna perciò assumere che abbia un ruolo importante da svolgere in alcune attività specifiche. Grazie alla sua posizione lungo il margine mediale del piede e al fatto che si inserisce dietro e davanti all'arcata longitudinale mediale, può agire come una corda di un arco che tende l'arcata mediale, quando il piede viene usato per spingere il corpo in avanti. La sua inserzione sul lato mediale dell'alluce aiuta inoltre a controllare la posizione centrale di questo, quando viene flesso. Bisognerebbe tener conto inoltre che, quando il muscolo si contrae in maniera sostenuta, l'alluce si sposta medialmente, ma cosa più importante, il piede viene abdotto e quindi pronato, dato che l'abduzione è sempre associata alla pronazione del piede.

Abduttore del 5° dito

Contraendosi abduce il quinto dito all'articolazione metatarso falangea e collabora anche alla sua flessione. Poiché il muscolo si estende dalla parte posteriore a quella anteriore dell'arcata longitudinale laterale, agisce come una corda tesa per quest'arco in modo del tutto simile a quello dell'abduttore dell'alluce nella parte mediale del piede, eccetto per il fatto che l'arcata laterale può essere difficilmente considerato un'arcata vera. Nondimeno, i muscoli entrano sicuramente in azione nelle attività della corsa del salto per assicurare che queste arcate siano conservate sotto sforzo.

Interossei dorsali

Questi muscoli abducono le dita a livello dell'articolazione metatarso falangea, tuttavia quest'azione come tale riveste una piccola importanza nel piede. Quando agiscono insieme agli interossei plantari, producono la flessione dell'articolazione precedente. Sono piccoli ma potenti muscoli e loro azione in combinazione con gli interossei plantari controlla la direzione delle dita durante un'attività violenta, rendendo così il flessore lungo e breve capace di svolgere le loro azioni in maniera appropriata. Contribuiscono anch'essi, in maniera minore, al mantenimento delle arcate del piede.

1.3.7.2 Muscoli adduttori delle dita [4]

- Adduttore dell'alluce
- Interossei plantari

Adduttore dell'alluce

Come indica il nome, il muscolo adduce l'alluce verso il secondo dito e flette la prima articolazione metatarso falangea. Insieme all'abduktore dell'alluce, esso contribuisce a controllare la posizione dell'alluce in modo tale da consentirne la flessione attiva provvedendo in questo modo alla spinta finale necessaria nel cammino, nella corsa o nel salto. Grazie alla sua posizione trasversa attraverso la parte anteriore del piede contribuirà anche a mantenere l'arcata metatarsale anteriore del piede.

Interossei plantari

Gli interossei plantari adducono il terzo, quarto e quinto dito verso il secondo e insieme a quelli dorsali flettono le articolazioni metatarso falangee delle tre dita laterali. Con l'aiuto degli interossei dorsali e dell'adduttore del mignolo, gli interossei dorsali contribuiscono a controllare la posizione del terzo, quarto e quinto dito durante la fase di spinta, nel cammino e della corsa. Essi contribuiscono anche a prevenire l'allargarsi delle dita, quando un carico viene improvvisamente applicato all'avampiede.

1.4 Gli archi plantari [S2]

Da un punto di vista meccanico il piede può essere paragonato ad una struttura architettonica triangolare con il compito di eliminare le spinte orizzontali, costituita da due travi articolate insieme al colmo del tetto e sostenute alla base da un tirante che impedisce il collasso della struttura, se sottoposta ad un carico. Il segmento orizzontale è formato da potenti legamenti plantari e da muscoli plantari per il sostegno della struttura. In realtà la struttura si presenta in modo tridimensionale, con tre punti d'appoggio principali, collocati nell'impronta plantare.

Tra i tre punti anteriori (Figura 1.6. A-B) è teso l'arco trasversale, il più corto e il più basso. Fra i due punti esterni è teso l'arco longitudinale esterno (A-C) e tra i due punti interni l'arco longitudinale interno (B-C) il più lungo ed alto. Quest'ultimo è il più importante dei tre sia da un punto di vista statico che dinamico, sotto carico si appiattisce e si allunga.

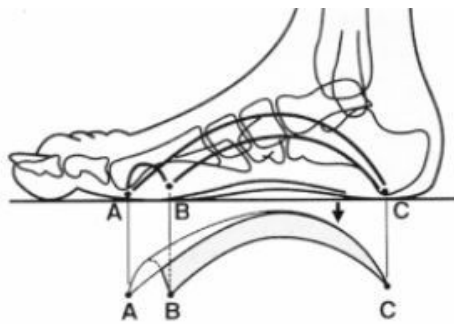


Fig. 1.9. Gli archi plantari del piede. Fonte: [S2].



Arco longitudinale interno

Il piede presenta un'arcata principale nota come "arco longitudinale interno" che si estende dal calcagno fino alla testa del primo metatarso, comprendendo quattro segmenti ossei: il primo metatarso, che poggia al suolo solo con la sua testa, il primo cuneiforme, interamente sospeso, lo scafoide, chiave di volta di questo arco a 15-18 mm dal suolo ed il calcagno, che poggia al suolo solamente con la sua estremità posteriore. I legamenti plantari resistono agli sforzi violenti e di breve durata, invece i muscoli plantari si oppongono alle deformazioni prolungate. Il muscolo tibiale posteriore forma una corda parziale tesa vicino alla sommità dell'arco e il suo ruolo è essenziale: conduce lo scafoide in basso ed indietro sotto la testa dell'astragalo. Ad un accorciamento relativamente piccolo del tendine, corrisponde ad un cambiamento di orientamento dello scafoide che produce un abbassamento del pilastro di sostegno anteriore. Il peroneo lungo laterale agisce anche sull'arco interno di cui aumenta la concavità flettendo il primo metatarso sul primo cuneiforme e quest'ultimo sullo scafoide. Questo arco si comporta come una molla che ha la funzione di assorbire e attenuare sollecitazioni.

Arco longitudinale esterno

Nello scheletro del piede, l'arco longitudinale esterno si estende dalla parte anteriore del calcagno alla testa del quinto metatarso attraversando solamente tre segmenti ossei: il quinto metatarso, la cui testa costituisce il punto di appoggio anteriore dell'arcata anteriore, il cuboide, totalmente sospeso dal suolo e il calcagno, le cui tuberosità posteriori costituiscono il punto di appoggio dell'arcata. Questa arcata, a differenza dell'interna, che è alta sul suolo, è poco elevata (3-5 mm) e prende contatto con il suolo attraverso le parti molli. Mentre l'arco interno è elastico, grazie alla mobilità dell'astragalo sul calcagno, l'arco esterno è molto più rigido per di trasmettere l'impulso motore del tricipite.

Arco trasversale

L'arco trasversale, interdependente con l'arco longitudinale interno, coinvolge la sezione trasversale, che interessa le basi delle cinque ossa metatarsali. È teso tra la testa del primo metatarso, che appoggia sui due sesamoidi, a 6 mm dal suolo, e la testa del quinto metatarso, anch'essa a 6 mm dal suolo. Questo arco anteriore passa per la testa degli altri metatarsali: la seconda testa, la più elevata (9 mm) forma la chiave di volta. La terza (8,5 mm) e la quarta (7 mm) sono in posizione intermedia.

La concavità di questo arco è poco accentuata e appoggia al suolo per mezzo delle parti molli, costituendo quello che alcuni chiamano “il tallone anteriore” del piede.

1.5 Componenti legamentose [S2]

Le strutture legamentose all'interno del piede svolgono essenzialmente la funzione di stabilizzazione delle articolazioni e permettono il mantenimento strutturale della forma della volta plantare. I legamenti sono robuste strutture fibrose, che, generalmente collegano fra loro due ossa o due parti dello stesso osso.

Nel corpo umano essi sono disposti in modo tale da intervenire attivamente soltanto nei gradi estremi del movimento, quando l'integrità dell'articolazione è messa in pericolo. I legamenti sono formati soprattutto da collagene di tipo I e sono strutture particolarmente resistenti alla trazione, che però presentano una ridotta elasticità, infatti, la maggior parte di queste importanti strutture anatomiche si lacera se sottoposta ad un allungamento che supera il 6% circa della sua lunghezza iniziale. Le lesioni ai legamenti avvengono quindi quando sono sottoposti a forze che superano la loro massima resistenza e sono tanto più numerose quanto più velocemente viene applicata la forza.

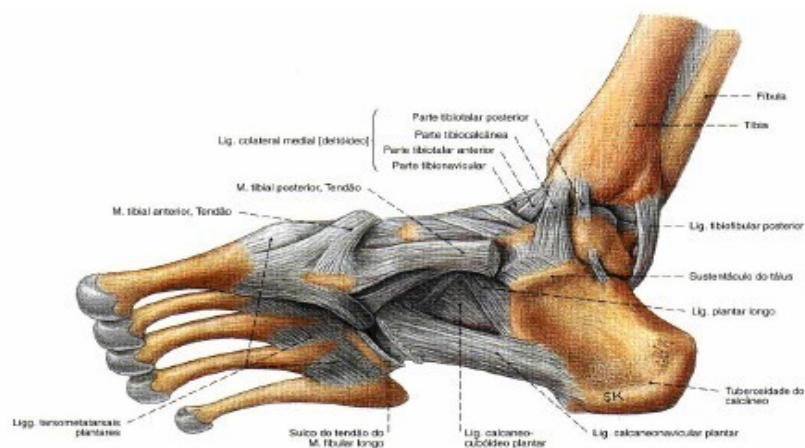


Fig. 1.10. Rappresentazione delle componenti legamentose del piede. Fonte: [S2].

Capitolo 2

ELETTROMIOGRAFIA E PEDANA DI FORZA

2.1 *Introduzione e definizione dell'elettromiografia (EMG) [8;S3]*

Le proprietà funzionali dei muscoli, cioè la capacità di produrre forza, difficilmente possono essere studiate in vivo, sia per ovvie ragioni di impossibilità di inserire sensori di forza in serie ai tendini, sia perchè di solito diversi muscoli agiscono sullo stesso segmento scheletrico.

Oltre alle proprietà meccaniche, l'attività dei muscoli scheletrici è anche associata a processi di tipo elettrico che possono essere registrati con elettrodi superficiali.

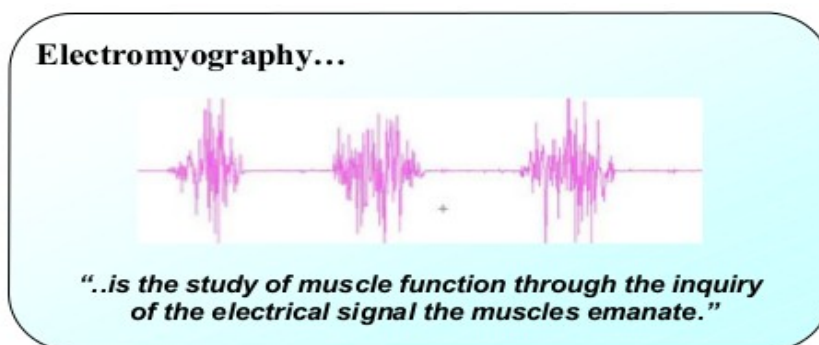


Fig.2.1.

L'elettromiografia è lo studio dell'attività muscolare ricavata dal segnale elettrico generato dai muscoli.

Fonte: [S3].

L'elettromiografia (EMG) è una tecnica sperimentale interessata allo sviluppo, registrazione e analisi di segnali mioelettrici. I segnali mioelettrici sono formati da variazioni fisiologiche nello stato della membrana delle fibre muscolari.

A differenza del classico EMG Neurologico, dove una risposta muscolare artificiale, a causa di un'esterna elettrostimolazione, viene analizzata in condizioni statiche, lo scopo dell' EMG kinesiologico può essere descritto come lo studio dell'attivazione neuromuscolare dei muscoli all'interno di compiti posturali, movimenti funzionali, condizioni di lavoro e di trattamento del regime di allenamento.

Oltre a studi fisiologici e biomeccanici di base, EMG kinesiologico è stabilito come una valutazione strumentale per la ricerca applicata alla fisioterapia/riabilitazione, allenamento sportivo e interazioni del corpo umano per prodotti industriali e condizioni di lavoro specifiche.

L'EMG risponde alla domanda fondamentale: Cosa stanno facendo i muscoli?

Infatti i tipici vantaggi nell'uso dell'EMG sono i seguenti :

- EMG permette di “guardare” direttamente nel muscolo;
- Consente la misurazione della performance muscolare;
- Aiuta nel processo decisionale, sia prima che dopo l'intervento chirurgico;
- Documenta il trattamento in regimi di allenamento;
- Permette l'analisi per migliorare le attività sportive;
- Rileva risposta muscolare in studi ergonomici.

2.1.1 Potenziale di riposo e potenziale d'azione muscolare [S4]

La genesi dei fenomeni elettrici tessutali è da ricercarsi nell'attività della membrana cellulare, che allo stato di riposo presenta una differenza di potenziale elettrico tra la sua superficie interna e quella esterna, definito come potenziale di membrana a riposo o potenziale di riposo. Questo potenziale è orientato in modo tale che

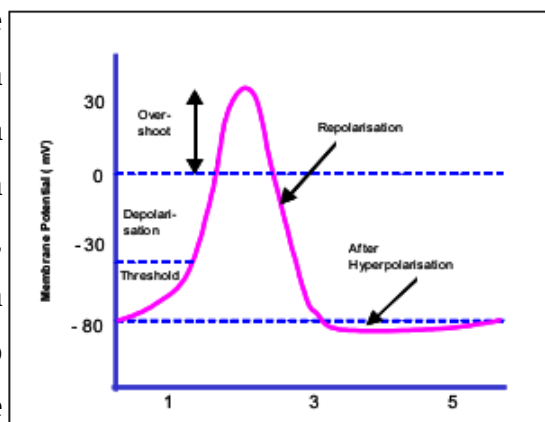


Fig. 2.2. Forma del potenziale d'azione. Fonte: [S4].

l'interno della cellula risulta caricato negativamente rispetto all'esterno, e la sua entità, a seconda dei tessuti, varia tra -25 e -90 mV. Il potenziale di riposo viene mantenuto sufficientemente costante grazie alla continua attività metabolica della cellula.

Nelle cellule muscolari e nervose, cellule eccitabili per eccellenza, l'applicazione di appropriati stimoli determina un repentino e momentaneo sconvolgimento del potenziale di riposo; questa variazione dello stato elettrico della membrana viene detta potenziale d'azione. Esso rappresenta la manifestazione diretta e immediata dei fenomeni di eccitamento, e quindi di attività, di tali cellule, che si esprime con modalità differenti dipendenti dal tipo cellulare coinvolto (contrazione per le cellule muscolari, conduzione dell'impulso nervoso per i neuroni). Questa particolare proprietà permette alle cellule muscolari di generare impulsi elettrici che si propagano lungo la fibra ad una velocità di 3-5m/s. Il potenziale d'azione consiste quindi in una rapida inversione del potenziale di riposo, che passa da -80 mV a +30 mV (fase di depolarizzazione), immediatamente seguita da un altrettanto rapido ritorno al valore originale (fase di ripolarizzazione). L'intero ciclo di variazione dura soltanto un millisecondo circa.

2.1.2 *Genesi dei potenziali di membrana [S4]*

Oggi è assodato che i potenziali di membrana sono determinati dalla differente distribuzione degli ioni, soprattutto sodio (Na^+), potassio (K^+), cloro (Cl^-) e anioni proteici (A^-), tra le due facce della membrana. È noto infatti che all'interno della membrana prevalgono gli ioni potassio e gli anioni proteici, mentre all'esterno di essa sono preponderanti gli ioni sodio e cloro (fig. 4.52). In particolare, considerando gli ioni sodio e potassio, i quali sono anche i protagonisti del potenziale d'azione, risulta che la concentrazione di sodio all'interno della cellula è inferiore di circa 12 volte a quella che si trova nel liquido che circonda la cellula; il potassio, al contrario, è da 30 a 50 volte più concentrato dentro la cellula. Inoltre, facendo un bilancio tra ioni positivi (cationi) e ioni negativi (anioni), risulta una prevalenza di cariche elettriche negative all'interno della cellula. Questa particolare situazione elettrochimica viene mantenuta sia per la diversa permeabilità della membrana agli ioni considerati, che risulta elevata per il potassio e il cloro, estremamente ridotta per il sodio e pressoché nulla per gli anioni proteici, sia per l'intervento attivo di una 'pompa membranaria', che continuamente espelle ioni sodio dalla cellula e, al tempo stesso, trattiene ioni potassio all'interno di essa. Così come il potenziale di riposo, anche il potenziale d'azione viene spiegato in base a fenomeni riguardanti la distribuzione degli ioni e la permeabilità a essi della membrana cellulare.

Infatti, durante il brevissimo episodio del potenziale d'azione, la permeabilità della membrana agli ioni sodio e potassio viene notevolmente alterata :

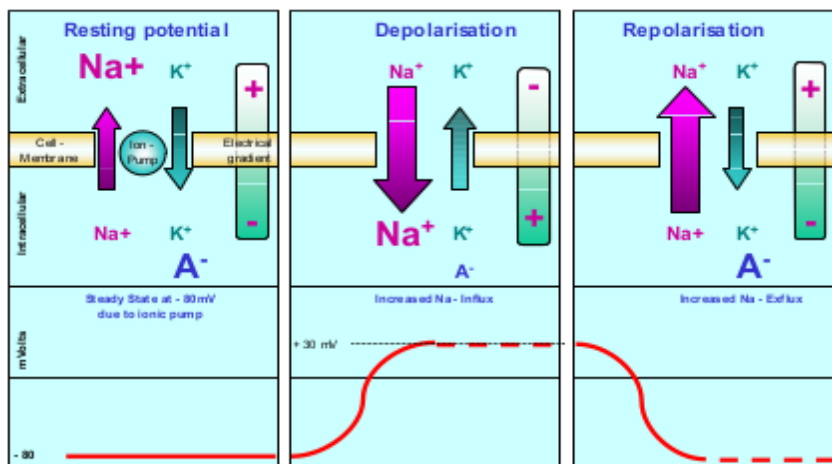


Fig. 2.3.
Depolarizzazione e
ripolarizzazione
muscolare. Fonte: [S4].

Nella fase di depolarizzazione, la permeabilità agli ioni sodio subisce un marcatissimo aumento, sicché essi irrompono in gran numero all'interno della cellula, determinando un'inversione della negatività intracellulare. Nella successiva fase di ripolarizzazione, la variazione della permeabilità membranaria è duplice: mentre la permeabilità al sodio

cessa rapidamente, la permeabilità al potassio diviene ancora più marcata di quella del livello di riposo. A seguito di questi due eventi viene arrestato l'ingresso degli ioni sodio e, al tempo stesso, viene accelerato il ripristino della negatività intracellulare mediante la migrazione extracellulare degli ioni potassio. Al termine di questa serie di fenomeni membranari, il risultato netto è rappresentato da una perdita di ioni potassio e da un guadagno di ioni sodio a carico dell'ambiente intracellulare. Si tenga tuttavia presente che le quantità di ioni in gioco durante un potenziale d'azione sono infinitesime rispetto a quelle presenti nel citoplasma e nel liquido extracellulare. È stato infatti calcolato che soltanto 1 ogni 100.000 degli ioni potassio di cui dispone la cellula partecipa alla ripolarizzazione della membrana, e solo pochi ioni sodio attraversano quest'ultima durante la depolarizzazione. La cellula eccitabile ha dunque margini molto ampi prima di veder alterato in modo significativo il proprio equilibrio ionico. Infine, a ulteriore salvaguardia della situazione elettrolitica che caratterizza l'ambiente intracellulare, una volta che sia terminato il potenziale d'azione e la membrana sia tornata alla sua condizione di riposo, si attuano processi di restauro che consistono in fenomeni metabolici di membrana finalizzati alla espulsione di sodio e al riassorbimento di potassio. I due aspetti considerati sembrano giustificare pienamente la relativa inaffaticabilità delle membrane eccitabili.

2.1.3 L'unità motoria muscolare [8;S3]

La contrazione muscolare è un processo caratterizzato da una sequenza di eventi concatenati che hanno inizio con l'eccitamento del muscolo, cioè con l'insorgenza di potenziali d'azione nelle membrane delle sue fibre. Mentre il muscolo liscio e il miocardio sono dotati della proprietà di autoeccitarsi, il muscolo scheletrico, che ne è privo, viene eccitato a opera di cellule

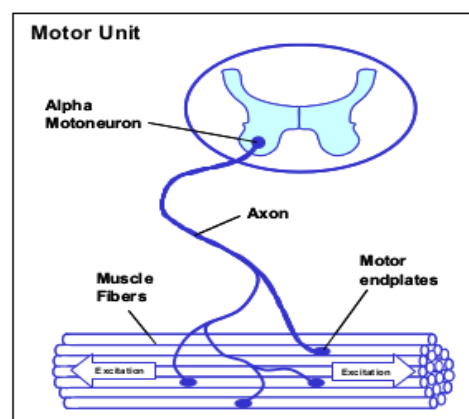


Fig. 2.4. Unità motoria. Fonte: [S3].

nervose, chiamate motoneuroni. Gli assoni di questi motoneuroni consentono una rapida propagazione degli impulsi nervosi, cosicché il muscolo può prontamente iniziare la propria attività contrattile. Ogni assone, una volta raggiunto il muscolo da innervare, si divide in numerose diramazioni, ciascuna delle quali si pone in contatto con una fibra muscolare. A seguito di questa organizzazione strutturale, ciascun motoneurone è

connesso con numerose fibre muscolari; l'insieme di un motoneurone e delle fibre muscolari da questo innervate costituisce una unità funzionale detta unità motoria, tale numero di fibre innervate dallo stesso motoneurone (e quindi costituenti un'unità motoria) è detto rapporto d'innervazione. Quando l'impulso nervoso prodotto dal motoneurone raggiunge le fibre muscolari dell'unità motoria, queste si attivano simultaneamente. Inoltre, a livello di ciascuna giunzione neuromuscolare si verifica una trasmissione 'uno a uno' tra i potenziali d'azione nervosi e quelli muscolari. La conseguenza di questo speciale rapporto funzionale è che l'attività elettrica delle fibre muscolari scheletriche rispecchia l'attività elettrica dei motoneuroni che le innervano.

2.1.4 Un modello elettrico per il potenziale d'azione [45;S3]

Il ciclo depolarizzazione-ripolarizzazione forma un'onda di depolarizzazione o dipolo elettrico che viaggia lungo la superficie di una fibra muscolare. Tipicamente configurazioni di elettrodi bipolari e l'amplificatore differenziale sono utilizzati per misure di EMG kinesiologici. Per semplicità, in una prima fase, solo la rilevazione di una singola fibra muscolare è illustrata nel seguente schema.

A seconda della distanza dagli elettrodi, il dipolo forma una differenza di potenziale. Con l'avvicinarsi dell'onda di depolarizzazione agli elettrodi il potenziale aumenta; quando il dipolo è sotto gli elettrodi, la differenza di potenziale si annulla, quando li oltrepassa, cambia polarità e diventa quindi negativa per poi svanire, creando un segnale bifasico. Tale segnale è talmente piccolo che viene mascherato dai segnali elettrici d'interferenza (disturbo di rete).

Per questo motivo si utilizza l'amplificatore differenziale, così che, sottraendo il segnale derivante dalla coppia di elettrodi posizionati uno in serie all'altro, si è in grado di eliminare il disturbo comune. Inoltre il segnale diventa in questo modo bifasico, a causa del ritardo che intercorre tra il passaggio dell'onda di depolarizzazione sotto un elettrodo rispetto all'altro.

Grazie a questo modello si riesce a capire perchè il punto medio degli elettrodi non deve sovrapporsi alla giunzione neuromuscolare, se così non fosse, infatti, si procederebbe a rilevare un segnale assolutamente non significativo, poiché la polarizzazione rilevabile dagli elettrodi sarebbe simmetrica rispetto al punto di innervazione (vedi punto 6) del paragrafo 2.1.5.1).

Tale modello è rappresentato in figura :

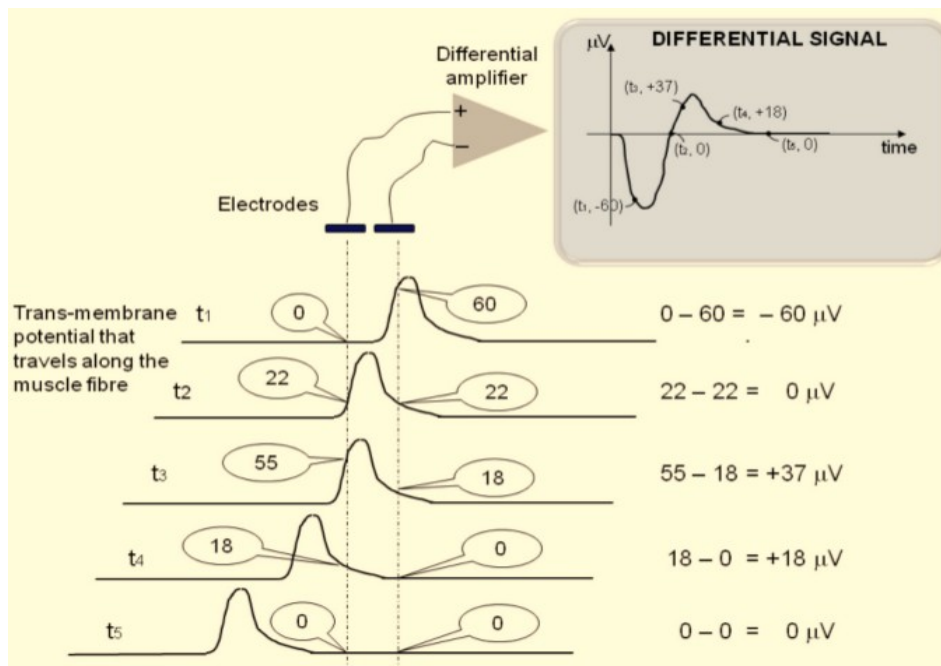


Fig. 2.5. Modello elettrico del potenziale d'azione. Fonte: [45].

Poiché un'unità motoria è costituita da molte fibre muscolari, la coppia di elettrodi "vede" l'ampiezza di tutte le fibre innervate all'interno di questa unità, a seconda della loro distanza spaziale e della risoluzione. Tipicamente, i potenziali di ogni fibra di un'unità motoria si sommano in un unico potenziale d'azione dell'unità motoria trifasico (MUAP), che differisce in forma e dimensioni a seconda dell'orientamento geometrico delle fibre in rapporto al sito dell'elettrodo.

2.1.4.1 Sovrapposizione di MUAP [S3]

All'interno degli studi kinesiologici i potenziali d'azione dell'unità motoria di tutte le unità motorie attive analizzate sotto il sito dell'elettrodo sono elettricamente sovrapposte e osservati come segnale bipolare con distribuzione simmetrica di ampiezze positive e negative (valore medio uguale a zero). E' chiamato "pattern" d'interferenza tale sovrapposizione.

2.1.4.2 Reclutamento e frequenza di attivazione del MUAP [8;S3]

I due meccanismi principali che influenzano la grandezza e la densità osservata del segnale sono il reclutamento di MUAP e la loro frequenza di attivazione (oppure sommazione spaziale e temporale). Queste sono le principali strategie di controllo per regolare il processo di contrazione e modulano la forza prodotta dal muscolo in esame.

L'ordine di reclutamento non è casuale, ma legato strettamente alle proprietà delle unità motorie. Il reclutamento procede dalle unità motorie con minore rapporto d'innervazione e minore forza sviluppata verso quelle con più fibre e che producono forze maggiori. Questo principio è noto come "size principle".

Riguardo l'attivazione a diverse frequenze, dato che la generazione di forza

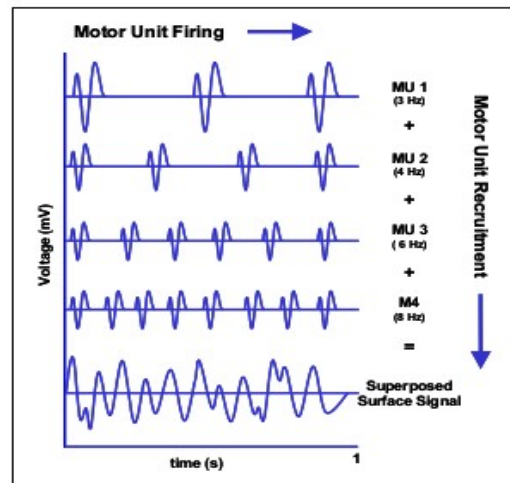


Fig. 2.6. Formazione del MUAP. Fonte: [S3].

corrispondente a un singolo impulso nervoso ha una dinamica molto più lenta di quella del potenziale d'azione, l'arrivo di questi ultimi a tempi ravvicinati (cioè con frequenze d'attivazione maggiori) permette di incrementare la forza totale risultante, grazie alla loro sommazione.

Per semplicità, si può dire che il segnale EMG riflette direttamente il reclutamento e le caratteristiche di attivazione delle unità motorie rilevate nel muscolo esaminato.

2.1.5 Il segnale EMG "grezzo" [S3]

Un segnale non filtrato (a parte amplificatore passa-banda) e non trasformato rilevante la sovrapposizione MUAPs è chiamato un segnale EMG grezzo (raw). Nell'esempio indicato di seguito, una registrazione di EMG superficiale grezzo (sEMG) è stato fatto per tre contrazioni statiche del muscolo bicipite brachiale:

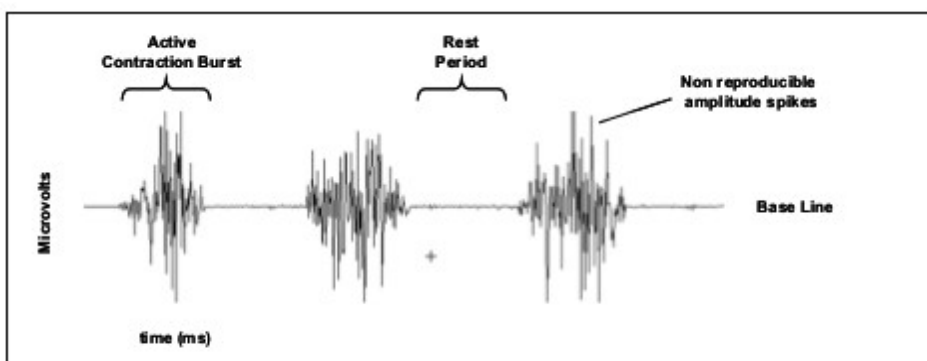


Fig. 2.7. EMG grezzo. Fonte: [S3].

Quando è rilassato il muscolo, un EMG più o meno rumoroso può essere visto sulla linea di base. Il rumore della linea di base dell'EMG grezzo dipende da molti fattori, in particolare la qualità dell'amplificatore EMG e il rumore ambientale. Ipotizzando un rendimento dell'amplificatore a regola d'arte e la corretta preparazione della pelle, il rumore medio della linea di base non deve essere superiore a 3-5 μV , 1-2 dovrebbe

essere il bersaglio. L'indagine della qualità di base dell'EMG è un controllo molto importante. Fare attenzione a non interpretare rumore o problemi di interferenza all'interno dell'apparato di rilevamento come una "maggiore" attività di base o iperattività muscolare!

Il muscolo rilassato non mostra alcuna significativa attività EMG per mancanza di depolarizzazione e del potenziale d'azione quindi. Per loro natura, i picchi dell'EMG sono di forma casuale, il che significa che una registrazione RAW non può essere precisamente riprodotta in forma esatta. Ciò è dovuto al fatto che l'insieme effettivo di unità motorie costantemente reclutate cambiano continuamente all'interno della superficie esaminata: se occasionalmente due o più unità motorie sono emesse nello stesso tempo e sono situate in prossimità degli elettrodi, producono un forte picco di sovrapposizione! Applicando un algoritmo di smoothing (ad esempio media mobile, AVR) o la selezione di un parametro di ampiezza adeguata (es. zona sotto la curva rettificata), i contenuti non riproducibili e casuali del segnale vengono eliminati o almeno ridotti al minimo.

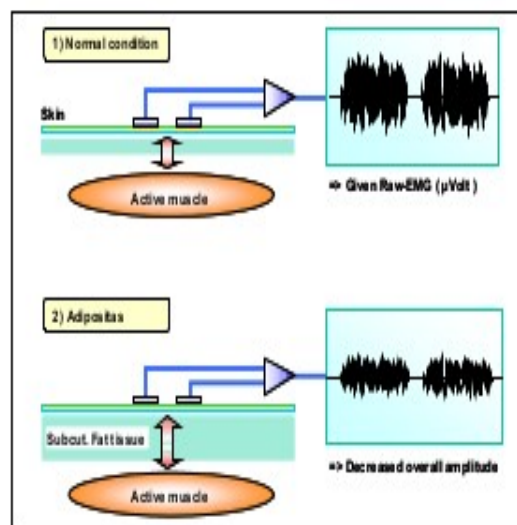
Il grezzo sEMG può variare tra i $\pm 5000 \mu\text{V}$ (al limite! In genere è inferiore) e in genere il contenuto di frequenza varia tra 6 e 500 Hz, anche se mostra la maggior potenza di frequenza tra circa 20-150 Hz.

2.1.5.1 Fattori che influenzano il segnale EMG grezzo [S3;S5]

Nel suo percorso dalla membrana muscolare fino agli elettrodi, il segnale EMG può essere influenzato da vari fattori esterni che possono alterarne la forma e le caratteristiche. Si può sostanzialmente raggrupparli in: (Fig. 2.8. Strto adiposo. Fonte: [S3].)

1)le caratteristiche del tessuto

Il corpo umano è un buon conduttore elettrico, ma purtroppo la conducibilità elettrica varia con il tipo di tessuto, spessore, cambiamenti dei parametri fisiologici e della temperatura. Queste condizioni possono variare notevolmente da soggetto a soggetto (anche all'interno di un soggetto) è vietato perciò il confronto quantitativo diretto di parametri dell'EMG calcolati sul segnale non trasformato.



2) fisiologico cross-talk

Muscoli adiacenti possono produrre una notevole quantità di segnale rilevata nel sito dell'elettrodo e sovrapposta a quella del muscolo in esame. In genere questo "cross-talk" non supera il 10-15% del contenuto complessivo del segnale. Tuttavia, deve essere messa con cura la disposizione degli elettrodi in prossimità di gruppi muscolari vicini.

3) Le variazioni di geometria tra ventre muscolare e sito dell'elettrodo

Qualsiasi variazione di distanza tra l'origine del segnale e il sito di rilevamento altererà la lettura dell' EMG. È un problema intrinseco di tutti gli studi di movimento dinamico e può essere causato anche da pressioni esterne.

4) Il rumore esterno

Particolare cura deve essere presa in ambienti elettrici molto rumorosi. Il più rilevante è l'interferenza diretta del rumore di rete, prodotta tipicamente dalla messa a terra insufficiente di altri dispositivi esterni.

5) elettrodo e amplificatori

La qualità di elettrodi e di rumore interno dell'amplificatore può aggiungere contenuti di segnale alla linea di base dell' EMG. Il rumore dell'amplificatore non deve superare i 5 μ Vrms, misurata con una resistenza di 100 K Ω e in una banda che va da 0.1 a 1000 Hz [S6]. La maggior parte di questi fattori può essere minimizzata o controllata dalla preparazione accurata e controllando le condizioni di laboratorio.

6) posizionamento degli elettrodi

Non applicare gli elettrodi sopra il punto d'innervazione muscolare, ma posizionarli seguendo le raccomandazioni standard, testate dalle numerose esperienze in ambito clinico grazie all'uso di elettrodi a schiera lineari. Così facendo si evitano segnali affetti da rumore e/o di bassa entità, vedi figura seguente:

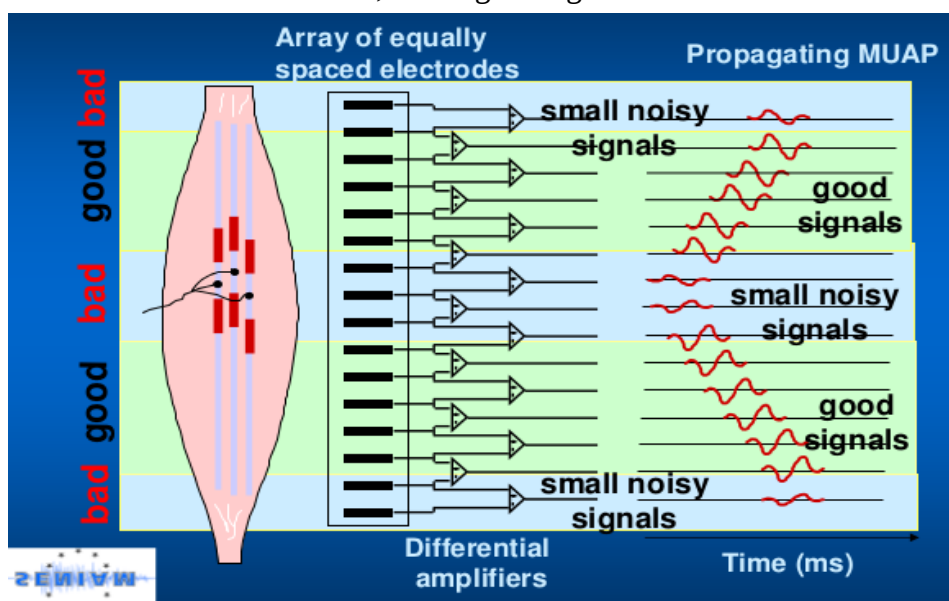


Fig. 2.9.
posizionamento
elettrodi. Fonte:
[S5].

2.1.6 *EMG – Amplificatori [7;S3]*

L'amplificatore è una delle parti fondamentali dell'elettromiografo. In realtà l'amplificatore è costituito dall'insieme di diversi stadi di amplificazione, il più importante dei quali è il primo stadio o pre-amplificatore. Tutti insieme gli stadi svolgono funzioni fondamentali per il corretto funzionamento dello strumento:

- Isolamento tra la sorgente di segnale e il dispositivo di registrazione del segnale
- Conversione corrente-tensione
- Guadagno di tensione
- Riduzione del rumore

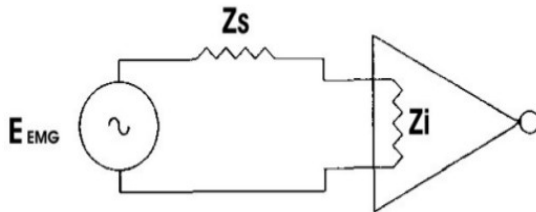
Le due caratteristiche più importanti che un amplificatore per EMG deve avere sono un'alta impedenza di ingresso ed un ingresso differenziale. Queste due caratteristiche portano a due importanti benefici: conservazione del segnale e riduzione del rumore.

EMG-amplificatori agiscono quindi come amplificatori differenziali e la loro caratteristica principale è quella di ridurre o eliminare gli artefatti. L'amplificazione differenziale rileva le differenze di potenziale tra gli elettrodi e cancella le interferenze esterne. Tipicamente segnali di rumore esterni raggiungono entrambi gli elettrodi senza spostamento di fase. Questi segnali "di modo comune" sono segnali uguali in fase e ampiezza (idealmente, gli elettrodi è impossibile costruirli con la stessa resistenza, un minimo di sbilanciamento sarà sempre presente). Il termine "guadagno di modo comune" si riferisce al rapporto input-output di segnali di modo comune. Il "rapporto di reiezione di modo comune" (CMRR) rappresenta il rapporto tra il guadagno differenziale e il guadagno di modo comune ed è quindi un criterio per la qualità della tecnica di amplificazione prescelta. Il CMRR deve essere il più alto possibile perché l'eliminazione dei segnali interferenti svolge un ruolo importante nella qualità, un valore > 95dB può essere accettabile [S6;S7].

Si preferisce l'utilizzo di pre-amplificatori EMG. Questi amplificatori miniaturizzati sono tipicamente incorporati nelle sonde o posizionati sopra gli elettrodi. Quest'ultimo tipo di pre-amplificatore può avere lo svantaggio di essere ingombrante con aumento del rischio di artefatti di pressione (ad esempio quando si è seduti su di loro). L'idea principale è di utilizzare piccoli EMG pre-amplificatori situati nei pressi del sito di rilevamento per prendere subito il segnale, amplificarlo (500 guadagno) e trasmetterlo su una linea a bassa resistenza che è meno sensibile agli artefatti di movimento.

Riguardo alla conservazione del segnale EMG abbiamo già introdotto la necessità di un'alta impedenza di ingresso del pre-amplificatore (oltre ad un'adeguata pulizia della

cute, vedi paragrafo 2.1.8), cerchiamo ora di capirne il motivo aiutati dalla figura seguente. Con il generatore di tensione E_{EMG} viene indicato la sorgente di segnale, cioè il muscolo; l'impedenza Z_s contiene tutti i contributi dati dai tessuti, dalla cute e dalla interfaccia elettrodo-elettrolita; con Z_i si indica l'impedenza di ingresso dello stadio di amplificazione.



Come si può notare l'insieme delle due impedenze costituisce un partitore di tensione e lo schema rappresenta un classico problema di errore d'interconnessione.

Fig. 2.10. Errore d'interconnessione. Fonte: [7].

La caduta di tensione su ogni impedenza dipende dal rapporto di tale impedenza rispetto all'impedenza totale. Quindi da questa figura risulta chiaro il concetto che più è alta l'impedenza della sorgente (cioè Z_s) più è alta la caduta di potenziale su tale impedenza, e quindi minore è il segnale entrante nell'amplificatore. Sempre dalla figura si può notare come anche un'alta impedenza di ingresso dell'amplificatore faccia diminuire la potenza di segnale persa in questo passaggio. La dimensione di tale impedenza di ingresso per far sì di avere un buon segnale da elaborare, dipende molto dalla impedenza della sorgente. Una buona regola di progetto è quella di tenere Z_i almeno 100 volte più grande di Z_s . Nei casi pratici valori tipici di Z_s sono dell'ordine dei 20 $K\Omega$ a cui quindi deve corrispondere una Z_i dell'ordine di 2 $M\Omega$, valore ottenibile.

Un comune errore è quello di assumere che le specifiche di impedenza di ingresso si estendono costanti lungo tutto la larghezza di banda. Ciò ovviamente non è vero, visto che le sonde non sono dei semplici cavi ideali e anche una piccola capacità posta in parallelo alla resistenza di ingresso, abbassa significativamente l'impedenza di ingresso e quindi il segnale già a frequenze sull'ordine dei 100 Hz. Tale capacità esiste ed è la capacità di ingresso dell'amplificatore stesso. Questo problema viene aggravato ulteriormente dalle capacità parassite dei fili che portano il segnale dall'elettrodo all'amplificatore. Tale capacità può essere molte volte superiore alla capacità di ingresso dell'amplificatore stesso. Quindi per evitare confusione è necessario che l'impedenza di ingresso sia rappresentata o tramite una combinazione di una resistenza e di una capacità in parallelo, oppure espressa con i valori che questa assume nella banda di frequenza di interesse.

Dopo questa fase di condizionamento del segnale analogico, si ottiene una sequenza di dati di ampiezza apprezzabile, ma per procedere alla sua elaborazione e

memorizzazione, si deve prima digitalizzare l'informazione campionando i dati. Le sonde a cui sono fissati gli elettrodi svolgono le fasi di condizionamento del segnale.

2.1.7 Conversione A/D, risoluzione [S3;7]

Prima che un segnale possa essere visualizzato e analizzato nel calcolatore, deve essere convertito da una tensione analogica in un segnale digitale (conversione A/D).

Sono le sonde stesse a svolgere, oltre che il condizionamento sopra descritto, anche la conversione A/D del segnale, inoltre poi trasmettono questi dati ad un'unità ricevente compatta e leggera che può essere indossata dal paziente, posata sul tavolo o tenuta dal medico.

La risoluzione delle schede di misura A/D deve convertire correttamente la gamma di ampiezza prevista (ad esempio ± 5 Volt). Più è alto il "numero di bit" del campionatore più sono fitte le righe di visualizzazione. Una scheda a 12 bit A/D può separare la gamma di tensione in ingresso del segnale in 4095 intervalli ($2^{12}=4096=4095$ livelli di intervalli). Questo è sufficiente per le configurazioni kinesiologiche. Segnali molto piccoli possono avere bisogno di un'amplificazione superiore per raggiungere una risoluzione in ampiezza migliore.

2.1.7.1 Campionamento A/D [S3;7]

L'altro importante elemento tecnico è la selezione di un corretta frequenza di campionamento. Più è alta la frequenza di campionamento più sono fitte le colonne (fcamp = 1000 Hz = 1000 colonne/secondo). Per esattamente "tradurre" la frequenza completa dello spettro di un segnale, la frequenza di campionamento con cui la scheda A/D determina la tensione del segnale di ingresso deve essere almeno il doppio della frequenza massima previsto del segnale.

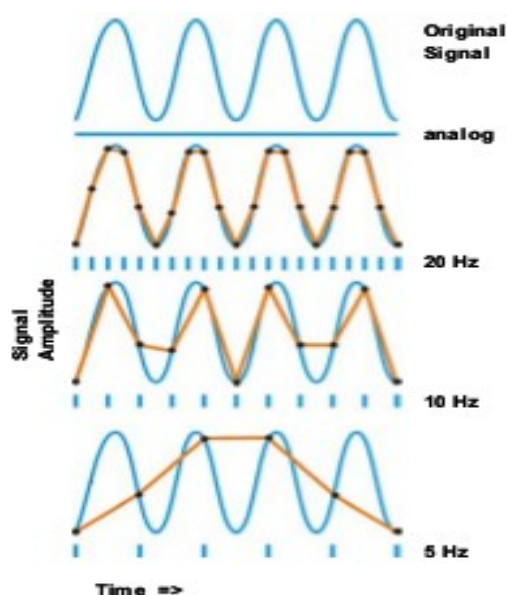


Fig. 2.11. Freq. di campionamento. Fonte: [S3].

Questa relazione è descritta dal teorema del campionamento di Nyquist: il campionamento di un segnale ad una frequenza che è troppo basso produce risultati

distorti, aliasing del segnale. Per l' EMG quasi tutta la potenza del segnale si trova tra 10 e 250 Hz e raccomandazioni scientifiche [S6;S7] richiedono un banda passante amplificaggio da 10 a 500 Hz. Ciò comporterebbe una frequenza di campionamento di almeno 1000 Hz (doppia banda di EMG) per evitare la perdita di segnale.

2.1.8 Preparazione della cute [S3]

La qualità di una misurazione EMG dipende fortemente da una preparazione adeguata della cute e dal posizionamento dell'elettrodo. La principale caratteristica di preparazione è il contatto dell'elettrodo stabile e una bassa impedenza della cute. La maggior parte dei moderni EMG-amplificatori sono progettati per livelli di impedenza della pelle tra 5 e 50 K Ω (fra coppie di elettrodi). Di solito è necessario eseguire una particolare preparazione della cute prima che gli elettrodi possano essere applicati.

Non ci sono regole generali ed esistono diverse possibilità per raggiungere una buona condizione della pelle per la misura di EMG. Un'altra considerazione importante è la condizione del test eseguito. Se è statico o a basso movimento, una semplice pulizia di alcol può essere sufficiente. Se le condizioni sono molto dinamiche con il rischio di artefatti da movimento (ad esempio camminata veloce, corsa o altri movimenti accelerati), è prevista una preparazione molto accurata è indispensabile.

Le seguenti procedure possono essere considerate come misure per preparare l'applicazione degli elettrodi:

1) Rimozione dei capelli

Ciò è necessario per migliorare l'adesione degli elettrodi, soprattutto in presenza di umidità o di sudorazione della pelle e/o in condizioni dinamiche di movimento.

2) Pulizia della pelle

Metodo A:

Speciali paste abrasive e conduttive sono disponibili, rimuovono le cellule morte della pelle (che producono alta impedenza) e puliscono la pelle da sporco e sudore.

Metodo B:

Alternativamente una carta vetrata molto fine può essere utilizzata: una pressione morbida e controllata è sufficiente per ottenere un buon risultato. Attenzione: evitare

qualsiasi danno alla pelle da sfregamento troppo intenso! L'impiego di carta vetrata molto fine dovrebbe essere combinato con un tampone imbevuto di alcol.

Metodo C:

L'uso di alcol puro può essere un'altra alternativa se utilizzato con un tovagliolo di tessuto (che permette sfregamento morbido). Quest'ultimo metodo può essere sufficiente per i test di funzionalità muscolare statici e in condizioni facili e tranquille.

2.1.9 Tipologia elettrodi di superficie [S3]

A causa del loro carattere non invasivo, nella maggior parte dei casi, gli elettrodi utilizzati in studi kinesiologici sono quelli di superficie. Accanto al beneficio della facilità d'uso, il loro limite principale è che solo i muscoli superficiali possono essere rilevati. Per muscoli più profondi (coperti da muscoli superficiali o ossa) elettrodi a filo sottile ad ago sono preferibili. Gli elettrodi più usati possono essere suddivisi in due categorie:

1) Elettrodi 'a secco', usati a diretto contatto con la pelle. Questi vengono utilizzati quando la forma o la dimensione dell' elettrodo non permettono l'uso di gel. Un esempio di questo genere sono gli elettrodi ad array (a schiera lineare). Inoltre essi sono dotati in genere di un pre-amplificatore presso l'elettrodo a causa dell' alta impedenza che si viene ad ottenere senza l' uso di gel. Questi elettrodi risultano essere più pesanti degli elettrodi gelificati e ciò provoca problemi nel mantenimento della fissazione.

2) Elettrodi 'gelificati' che utilizzano un gel elettrolitico come interfaccia tra la pelle e la parte metallica dell'elettrodo. Particolari reazioni chimiche di ossido-riduzione avvengono nella regione di contatto tra metallo e gel. Per la parte metallica dell' elettrodo i materiali più usati sono l'argento o il cloruro d'argento (Ag/AgCl). Elettrodi gelificati possono essere monouso o riutilizzabili.

Almeno un elettrodo di riferimento per soggetto è bene che sia posizionato. Tipicamente in un sito elettricamente neutro, ma nelle vicinanze, come ad esempio una zona ossea. La cute deve essere preparata anche per l'elettrodo di riferimento, il cui diametro è di almeno 1cm.

2.1.10 Linee guida generali per l'uso dell'EMG [S3]

- Elettrodi a 'gelificati' hanno i migliori valori di impedenza sulla pelle
- Utilizzare piccoli elettrodi per aumentare la selettività delle misure
- Più piccolo è l'elettrodo, maggiore è l'impedenza ottenuta (errore d'interconnessione)
- Mettere il più vicino possibile la coppia di elettrodi per aumentare la selettività, la raccomandazione generale per la distanza tra gli elettrodi è di 2cm dai punti centrali
- Applicare gli elettrodi in parallelo alla direzione delle fibre muscolari
- Usare la porzione centrale più dominante del ventre muscolare per una migliore selettività, usare guide specifiche e evitare la regione d'innervazione del muscolo
- Fare attenzione che il sito dell'elettrodo rimanga sulla massa muscolare attiva durante l'accorciamento muscolare.

2.1.11 Elaborazione del segnale EMG [S3]

La registrazione dell'EMG grezzo contiene già informazioni molto importanti. Attivazioni e disattivazioni e altre valutazioni qualitative possono essere direttamente derivate dal segnale grezzo e dare un primo importante contributo per comprendere il controllo neuromuscolare messo in atto durante l'esecuzione del test. Se l'analisi quantitativa è l'obiettivo di ricerca è necessario adottare alcune specifiche fasi di elaborazione del segnale EMG per aumentare l'affidabilità e la validità dei risultati. Da raccomandazioni scientifiche [S6;S7] la registrazione EMG non deve usare alcun filtro hardware (ad es notch filtering), tranne che un filtro banda passante (10 - 500 Hz), necessari per evitare effetti di aliasing all'interno del campionamento. Comunque sia il trattamento post hoc del segnale può essere rimosso in qualsiasi momento per ripristinare il set di dati grezzi.

Nei sottoparagrafi seguenti si presentano alcune delle procedure di elaborazione più comunemente utilizzate nel segnale EMG.

Rettifica ad onda piena

In una prima fase tutte le ampiezze negative vengono convertite in ampiezze positive, i picchi negativi sono ribaltati rispetto la linea basale. Oltre a facilitare la lettura l'effetto principale è quello di standardizzare parametri di ampiezza come media, picco/valore max ed area che possono essere applicati alla curva (EMG raw ha media nulla).

Come detto sopra il “pattern” d'interferenza dell'EMG è di natura casuale a causa del fatto che i valori attuali delle unità motorie reclutate cambiano costantemente all'interno del diametro di unità motorie disponibili e la sovrapposizione dei loro potenziali d'azione è arbitraria. Ciò comporta il fatto che un “burst” EMG grezzo non può essere riprodotto una seconda volta per la sua forma precisa. Per affrontare questo problema, la parte non riproducibile del segnale è minimizzata applicando algoritmi digitali di smoothing che delineano la tendenza media di sviluppo del segnale. I picchi di ampiezza ripidi sono tagliati via, il segnale riceve un'involuppo lineare.

Due algoritmi d'uso comune sono:

Media mobile (Movag, AVR)

Sulla base di un definito intervallo di tempo, un certo numero di campioni viene mediato utilizzando la tecnica a finestra mobile. Se usato per i segnali rettificati essa è anche chiamato valore medio del segnale rettificato (AVR) e serve come uno estimatore del comportamento in ampiezza [S7].

Root Mean Square (RMS)

E' basato sul calcolo della radice quadrata, la RMS riflette la potenza media del segnale (chiamata anche RMS EMG) ed è la raccomandazione preferita per il livellamento. Entrambi gli algoritmi sono definiti per una certa epoca (finestra temporale) che in genere, in studi kinesiologici va da 20 ms (per movimenti veloci come il salto o studi di riflessi) fino a 500 ms (per attività statica). Un valore che funziona bene nella maggior parte delle condizioni è compreso tra 50 e 100 ms. Maggiore è la durata della finestra di tempo, maggiore è il rischio di una variazione di fase nelle contrazioni, in particolare è anticipata l'attivazione del muscolo rispetto al dato reale.

Applicazione di filtri digitali

In certe situazioni, può essere comodo applicare un filtraggio digitale. Alternativamente a Movag e a RMS smoothing, un filtro passa basso a 6 Hz (es. Butterworth, secondo ordine o superiore) può essere usato per creare un'involuppo lineare dell'EMG. Uno dei vantaggi dei filtri digitali di ordine superiore è che possono essere applicati in modo ricorsivo per minimizzare il fenomeno di sfasamento dell'attivazione muscolare, sopra citato.

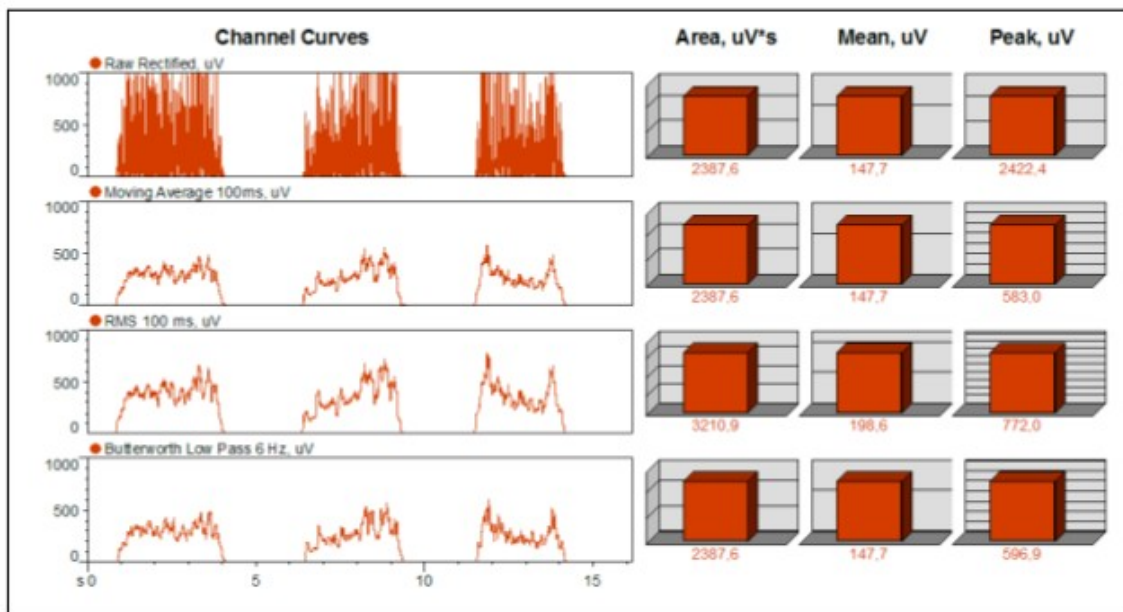


Fig. 2.12. Confronto fra tre diversi algoritmi d'integrazione più comunemente utilizzati. Fonte: [S3].

2.2 La pedana di forza [9]

La pedana di forza è lo strumento che maggiormente viene usato per la misura della forza di reazione del suolo. L'elemento essenziale della pedana di forza consiste nei trasduttori di forza, che permettono di tradurre una grandezza fisica in una più maneggiabile, come una grandezza elettrica. Come noto dalla meccanica, un qualsiasi sistema di forze che agisce su un corpo rigido può essere sostituito da una forza applicata in un determinato punto, e da una coppia. Quindi è possibile risalire al carico agente su un corpo (in 3D) conoscendo sei componenti, le tre della forza e le tre della coppia. Quando si parla di trasduttori di forze, ci si riferisce non solo alle forze, ma anche alle coppie e si dicono trasduttori a 6 componenti quelli che misurano tutte e sei le componenti del carico. Gli elementi sensibili che vengono più comunemente utilizzati come trasduttori di forza sono gli estensimetri resistivi (strain gauge) e i cristalli piezoelettrici, da cui il nome di pedane estensimetriche e pedane piezoelettriche.

2.2.1 Estensimetri come trasduttori [9]

Gli estensimetri consentono la conversione di una variazione di lunghezza in un segnale elettrico prodotto dalla variazione di resistenza del trasduttore. Misurando la variazione di resistenza è possibile risalire alla deformazione subita dal trasduttore dal momento che tali grandezze sono proporzionali tra loro. Normalmente per un canale di misura si usano quattro estensimetri, posti in maniera tale che due subiscano variazione di resistenza positiva e due variazioni di resistenza negativa. Tali estensimetri sono poi collegati in una configurazione a ponte di Wheatstone in maniera tale che gli estensimetri che subiscono variazione di resistenza di ugual segno si trovino su rami opposti, così da massimizzare la sensibilità. La combinazione degli estensimetri deve essere inoltre tale da permettere la misura di una sola specifica componente di forza. Nelle celle di carico che compongono le pedane estensimetriche troveremo, quindi, quattro estensimetri per ogni componente che deve essere misurata (sei in 3D), disposti in maniera tale da sentire il contributo di una sola di esse.

2.2.2 Cristalli piezoelettrici come trasduttori [9]

Le pedane piezoelettriche sfruttano l'effetto piezoelettrico. L'effetto piezoelettrico è una proprietà di alcuni materiali, quali il quarzo, in grado di generare cariche elettriche se sottoposti a sollecitazioni meccaniche, e deformarsi a seguito dell'imposizione di campi elettrici. L'elemento maggiormente utilizzato per la realizzazione di questo tipo di trasduttori è il quarzo. Questo viene tagliato in dischi e a seconda dell'orientamento dei dischi rispetto alla struttura cristallina è possibile ottenere elementi sensibili sia alla forza normale alla superficie dei dischi che alla forza tangenziale. Sovrapponendo tre coppie di dischi è possibile misurare la forza assiale e due componenti di taglio ortogonale. Per la misura di sei componenti, invece, si usa una struttura meccanica integrata, piattaforma, che comprende almeno tre trasduttori a tre componenti. Le padane piezoelettriche non si prestano alla misura di carichi statici perché la carica elettrica non si rinnova sotto un carico costante, sono però utilizzate per misure dinamiche, soprattutto in ambito sportivo, poiché presentano un'elevata frequenza di risonanza e quindi rispondono più velocemente alle sollecitazioni che agiscono sulla struttura.

2.2.3 Sensibilità della pedana di forza [9]

Tali trasduttori di forza (assemblati in cosiddette celle di carico) sono il nucleo essenziale di ogni pedana di forza.

Un effetto indesiderato che si riscontra nella rilevazione delle forze è la sensibilità di un canale di misura non solo a una specifica componente del carico, ma anche ad altre componenti. Tale fenomeno prende il nome di cross-talk, o diafonia delle componenti indesiderate su quella desiderata. Il problema viene risolto tramite la calibrazione del sistema. Moltiplicando, infatti, le uscite della pedana di forza per i coefficienti della matrice di calibrazione, fornita dal costruttore insieme al data-sheet dello strumento, è possibile ottenere i valori delle componenti di forza. La matrice di calibrazione è una matrice 6x6 o 8x6, nel caso di trasduttori a sei componenti, a seconda se il trasduttore usato sia estensimetrico o piezoelettrico. Gli elementi della diagonale sono quelli principali, quelli fuori della diagonale caratterizzano e correggono il cross-talk.

2.2.4 Parametri rilevati dalla pedana di forza [10]

La pedana di forza consente, quindi, la misura del vettore risultante, GRF, delle forze scambiate tra il soggetto (tipicamente il piede) e la superficie d'appoggio (il pavimento), in cui il dispositivo viene installato. Generalmente consente anche di misurare il momento di tale forza, Mo.

Inoltre la pedana di forza è in grado di rilevare anche il centro di pressione (COP) definito come il punto di applicazione della risultante delle forze scambiate tra piede e terreno (forza di reazione al suolo, GRF). Esso rappresenta la media pesata di tutte le pressioni sulla superficie a contatto con il suolo ed è totalmente indipendente dal centro di massa (che è il baricentro degli i-esimi elementi di massa che compongono il corpo (segmenti corporei); in stazione eretta è di norma un punto del tronco all'altezza della zona lombare e la sua posizione determina il braccio di leva della forza di gravità (Mg) rispetto alle articolazioni ed il segno del corrispondente momento destabilizzante).

$$CoP = \frac{\sum_i p_i CoP_i}{P}$$

In stazione eretta, quieta, si trova sotto uno dei piedi o nella superficie tra questi compresa. La sua posizione determina il braccio di leva della forza esterna di reazione rispetto alle articolazioni ed il segno del corrispondente momento reattivo.

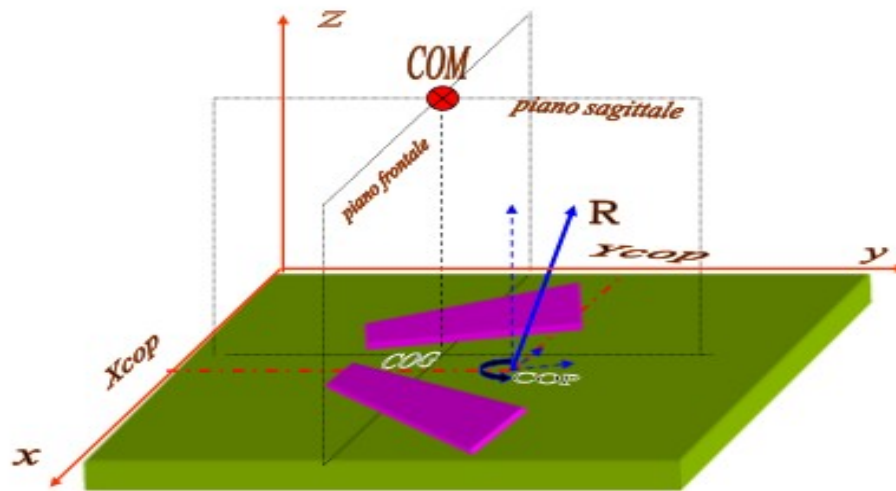


Fig. 2.13. Rappresentazione schematica dei parametri rilevati dalla pedana di forza. Fonte: [10].

Le due coordinate del centro di pressione, sono riferite al sistema di riferimento cartesiano di pedana, che può essere centrato, a seconda del sistema di acquisizione usato in uno dei quattro vertici della pedana, al centro della stessa oppure nel punto di calibrazione (definito come quel punto della superficie della pedana in cui, applicando una forza verticale, si esercita momento nullo sulla piastra che dipende dalla disposizione dei trasduttori/vincoli).

Capitolo 3

INDAGINE DA LETTERATURA SULLA RELAZIONE COP-EMG

3.1 Introduzione e definizioni di base per l'analisi posturale

La stazione eretta tipica della specie umana è intrinsecamente instabile: in tale posizione infatti il corpo, lasciato a se stesso, cadrebbe assecondando la gravità terrestre. Malgrado ciò il corpo tipicamente non cade, perché il nostro corpo dispone di una regolazione fine ed efficace dell'equilibrio, che gli assicura un ampio margine di sicurezza [1].

La stabilità nella posizione eretta è determinata da un equilibrio funzionale tra allineamento del corpo e attività muscolare presente in ogni articolazione.

Ogni segmento del corpo umano è sottoposto ad una forza peso che tende a farlo cadere verso il suolo, per via del campo gravitazionale terrestre, a meno che non sia trattenuto. All'interno di ogni segmento è possibile identificare un punto, il centro di massa (COM), che rappresenta l'intera massa in questione; c'è, quindi, stabilità passiva (senza l'azione muscolare) se il COM del segmento soprastante è allineato al centro dell'articolazione supportante (sottostante). La sicurezza di questa posizione dipende dalla qualità della superficie a contatto coi piedi e dalla natura di eventuali forze esterne. Per quanto riguarda il corpo umano, la sua stabilità passiva dipende da diversi fattori.

Il primo fattore è dato dalla relazione fra l'unità passiva del corpo (tronco, arti superiori e testa) e l'unità attiva (arti inferiori). Infatti, i due terzi del peso corporeo è supportato dagli arti inferiori che rappresentano il rimanente terzo del totale.

La proiezione al suolo del COM totale del corpo rappresenta il centro di gravità, COG. In posizione eretta (e/o durante la camminata) l'effetto del peso del corpo si manifesta attraverso la forza di reazione vincolare al suolo (GRF), che rappresenta la risultante delle forze scambiate tra piede e terreno [1].

Il centro di pressione (COP) è il punto di applicazione di tale risultante (GRF) e la sua posizione determina il braccio di leva di tale forza (insieme formano il momento reattivo muscolare). Rappresenta una media pesata di tutte le pressioni sulla superficie a

contatto con il suolo ed è totalmente indipendente dal COM. In condizioni di perfetto equilibrio il COP coincide con la proiezione del COM a terra (COG).

Quando un solo piede è appoggiato a terra, il centro di pressione si troverà all'interno della superficie data dalla pianta del piede. Se invece, entrambi i piedi toccano il suolo, il COP sarà posto in una zona compresa tra i due piedi; sarà più vicino ad uno o all'altro piede a seconda delle forze che ciascuno esercita sulla superficie di contatto.

Quindi, in posizione eretta ci sarà un COP indipendente per ogni piede. La posizione di ciascun COP dipende dall'attività dei muscoli della caviglia (rilevabile con EMG), infatti, aumentando la flessione plantare si sposta il COP in avanti, aumentando l'azione di inversione, invece, lo si sposta lateralmente.

L'allineamento necessario (COP=COG) è un insieme di propriocezione, mobilità articolare e controllo muscolare. Quindi, il mantenimento dell'equilibrio implica continui aggiustamenti posturali dei segmenti corporei per tenere il COG all'interno della base di supporto.

3.2 Il pendolo inverso come modello per l'analisi delle oscillazioni posturali [11]

L'assioma che sta alla base di ogni analisi è che la postura eretta è il frutto di un processo di stabilizzazione continua di un sistema biomeccanicamente instabile, attuato per via muscolare e osteoarticolare. Si muove dunque dall'assunto che la conoscenza dell'esito di tale processo, possa fornire indicazioni per valutare l'abilità posturale e motoria, risalendo magari alla natura di un eventuale danno a carico del sistema o di una sua componente.

Sono stati effettuati molti studi riguardo alla posizione eretta e riguardo alla posizione del COP e come questo si sposta in relazione all'azione muscolare.

La strategia più utilizzata dal corpo per contrastare l'effetto destabilizzante delle oscillazioni (sway) lungo la direzione antero-posteriore, in posizione eretta con i piedi affiancati tra loro è detta strategia di caviglia, perché implica flessione o estensione di questa articolazione con lo scopo di evitare perdite di equilibrio o cadute [11]. In Fig. 3.1 sono rappresentate le oscillazioni a cui è sottoposto un corpo in posizione eretta su una piattaforma di forza. Le cinque immagini mostrano la posizione assunta dal corpo in 5 istanti di tempo diversi. Al tempo 1 si ha il COG sopra il COP e la velocità angolare è in senso orario.

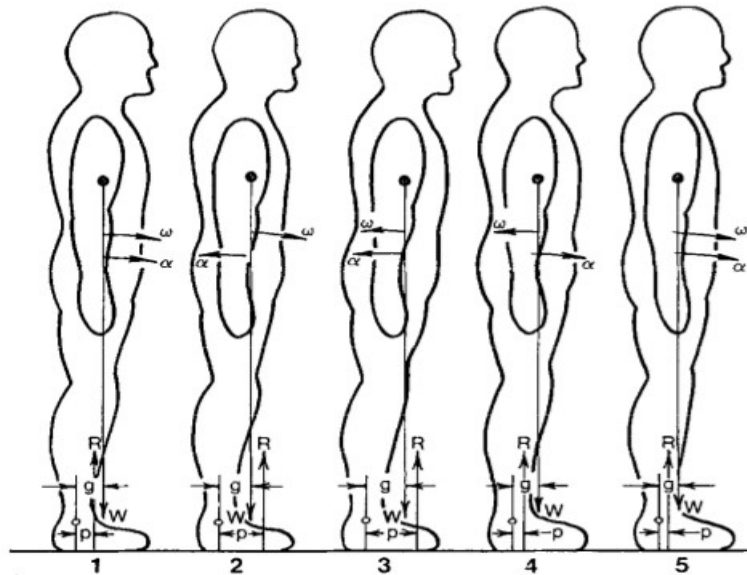


Fig. 3.1. Oscillazione nella direzione A/P, modello del pendolo inverso. Fonte: [11]

- W** forza peso (Mg);
- R** reazione vincolare (GRF);
- g** distanza tra caviglia e COG;
- p** distanza tra caviglia e COP;
- ω velocità angolare;
- α accelerazione angolare.

La forza peso W (Mg) è uguale in modulo, ma di direzione opposta rispetto alla forza di reazione vincolare al suolo R e il parallelogramma delle forze agisce a distanza g e p rispettivamente dall'articolazione di caviglia. Assumendo che il corpo oscilli con il fulcro nella caviglia, si può approssimare il sistema con il modello del pendolo inverso in modo tale che agiscono: un momento in senso antiorario di modulo $R \cdot p$ e un momento in senso orario di modulo $W \cdot g$.

$$Rp - Wg = I\alpha$$

I: momento di inerzia del corpo rispetto all'articolazione di caviglia ($\text{kg} \cdot \text{m}^2$); α : accelerazione angolare del pendolo inverso (rad/s^2).

Se $W \cdot g > R \cdot p$, il corpo subirà un'accelerazione angolare in senso orario e per correggere questa oscillazione in avanti, il soggetto incrementerà il proprio COP aumentando il grado di flessione plantare così che al tempo 2 il COP sarà davanti al COG. In questo momento $W \cdot g < R \cdot p$ e quindi l'accelerazione angolare α si ribalterà e sarà diretta in senso antiorario facendo diminuire progressivamente il valore della velocità angolare ω fino all'istante 3 in cui sarà diretta come α (in senso antiorario) provocando un'oscillazione del corpo all'indietro. Quando, successivamente, il sistema nervoso stabilisce che serve una correzione di questo scivolamento del COG, verrà decrementato il grado di flessione plantare fino a che il COP tornerà dietro il COG. Quindi α si ribalterà nuovamente (istante 4) e successivamente ω diminuirà e si invertirà ancora portando il corpo alle condizioni iniziali (istante 5). Dalla sequenza di figura e dalla sua

spiegazione si capisce che i muscoli che consentono una flessione plantare e dorsale controllando il momento della caviglia regolano anche la posizione del COG oltre che il COP. E' evidente che il range dinamico del COP deve essere maggiore di quello del COG dal momento che deve continuamente spostarsi per mantenere il COG in una posizione appropriata, mentre la media risulta la stessa all'incirca, Fig. 3.2.

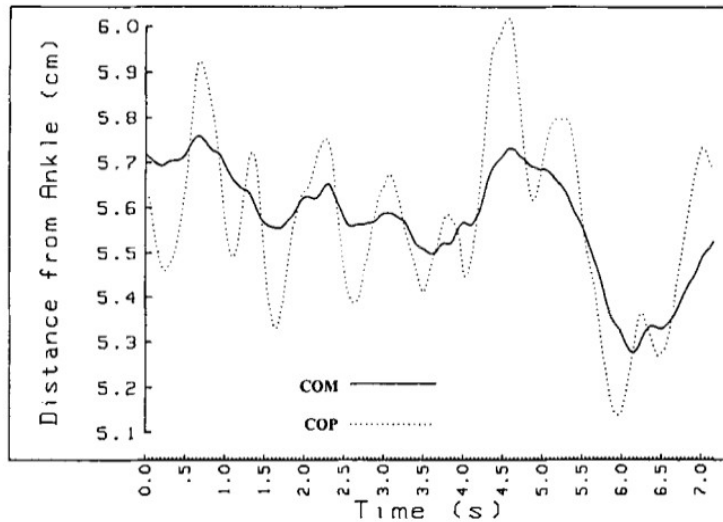


Fig. 3.2. Spostamenti di COP e COG in posizione eretta, le oscillazioni del COP presentano maggior ampiezza di quelle del COG e presentano maggior frequenza. Fonte: [11].

L'esempio qui riportato in Fig. 3.3 mostra un'oscillazione nella direzione antero-posteriore (con relativa accelerazione nella stessa direzione), lo stesso accade nella direzione medio-laterale.

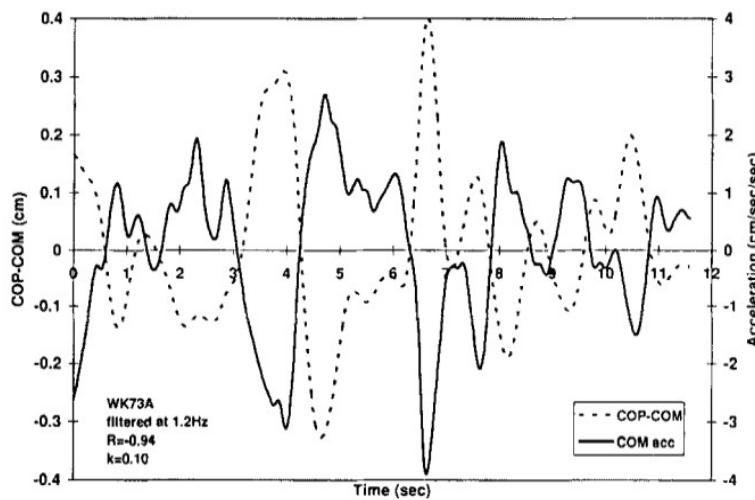


Fig. 3.3. Relazione fra COP-COM (linea tratteggiata) e accelerazione del COM (linea continua) in direzione A/P. Fonte: [11].

In Fig.3.3 sono stati rappresentati in un grafico la differenza fra COP e COM in funzione dell'accelerazione del COM nella direzione antero-posteriore. Si nota che esiste una marcata correlazione negativa fra COP-COM e accelerazione lineare; questo risultato fa capire che quando il COP è davanti al COM, l'accelerazione è rivolta all'indietro mentre, viceversa, se il COP si trova posteriormente al COM l'accelerazione

sarà rivolta in avanti. In particolare, si nota che, nel momento in cui COP-COM=0, anche l'accelerazione è nulla, in quanto il corpo si trova in posizione stabile e non è necessario uno spostamento del COM per ristabilire equilibrio. Una relazione simile si trova analizzando i dati relativi alle oscillazioni in direzioni medio-laterale.

3.2.1 Estensione del modello a pendolo inverso [11]

In realtà per avere dei risultati esatti in ogni situazione si dovrebbe utilizzare un modello in 2D per il pendolo inverso che usa due piattaforme di forza, una per ogni piede. Il semplice modello del pendolo inverso considera uguali le forze che compaiono sotto i due piedi e una simmetria pressoché perfetta del corpo, affermazione che non sempre è corretta dal momento che molti fattori possono influenzare la corretta ed ideale postura dell'uomo [11]. Inoltre, con il modello del pendolo inverso non si riescono a prendere in considerazione tutte le articolazioni che concorrono nel mantenimento della posizione eretta in quanto, avendo a disposizione una sola equazione, si considera solamente un giunto articolare (precisamente quello di caviglia), tralasciando gli altri (ginocchio, anca, ecc).

Sia in posizione antero-posteriore sia in quella medio-laterale il COP risultante (COP_{net}) è calcolato come segue:

$$COP_{net} = COP_l \frac{R_{vl}}{R_{vl} + R_{vr}} + COP_r \frac{R_{vr}}{R_{vl} + R_{vr}}$$

COP_l e COP_r sono il COP del piede sinistro e destro, R_{vl} e R_{vr} sono la GRF del piede sinistro e destro, rispettivamente.

Tale equazione indica che il COP_{net} risultante in entrambe le direzioni è sotto il controllo di quattro variabili, ognuna di esse controllata da un set di muscoli differenti.

Ad esempio, nella direzione medio-laterale il COP_l è controllato dai muscoli invertori/evertori della caviglia sinistra, mentre il COP_r da quelli della caviglia destra.

R_{vl} e R_{vr} rappresentano il carico presente sotto il rispettivo piede ed esprimono nel tempo la percentuale di peso corporeo totale ($R_{vl} + R_{vr}$) sotto ciascun piede appunto.

La biomeccanica di questi cambiamenti mostra che R_{vl} e R_{vr} variano completamente fuori fase e un incremento di carico in una gamba è caratterizzato da un uguale e opposto scaricamento dell'altra gamba.

Dato che in posizione eretta coi piedi affiancati, nel piano antero-posteriore il peso supportato da ogni gamba è circa il 50% del totale (si ripartisce equamente) il COP_{net} è approssimativamente la media tra il COP_l e COP_r che risultano inoltre perfettamente in fase, Fig 3.4.

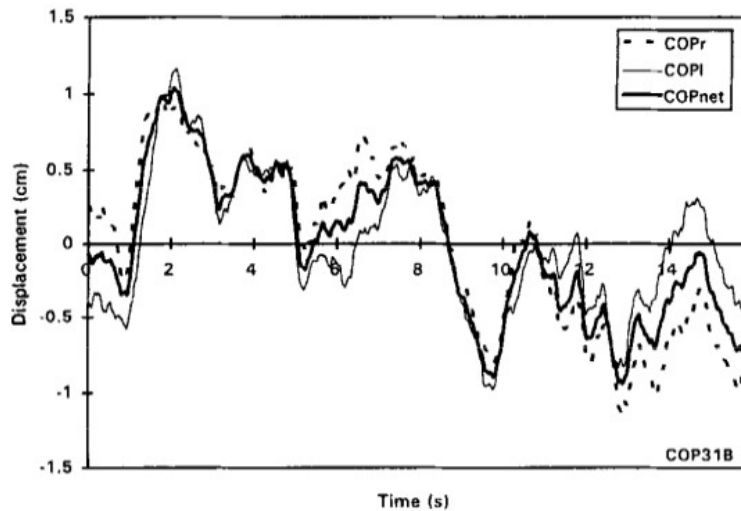


Fig. 3.4. COP_l , COP_r , COP_{net} in direzione A/P in appoggio coi piedi affiancati. Fonte: [11].

In alcune patologie, come ad esempio l'emiplegia, la gamba sana risulta più caricata di quella affetta, quindi il suo apporto muscolare sarà maggiore sul controllo posturale. Invece in direzione medio-laterale, in condizioni normali, si nota una virtuale dissociazione tra i muscoli della caviglia. I cambiamenti del COP_l e COP_r sono completamente fuori fase e il COP_{net} non è correlato a nessuno dei due, Fig. 3.5.

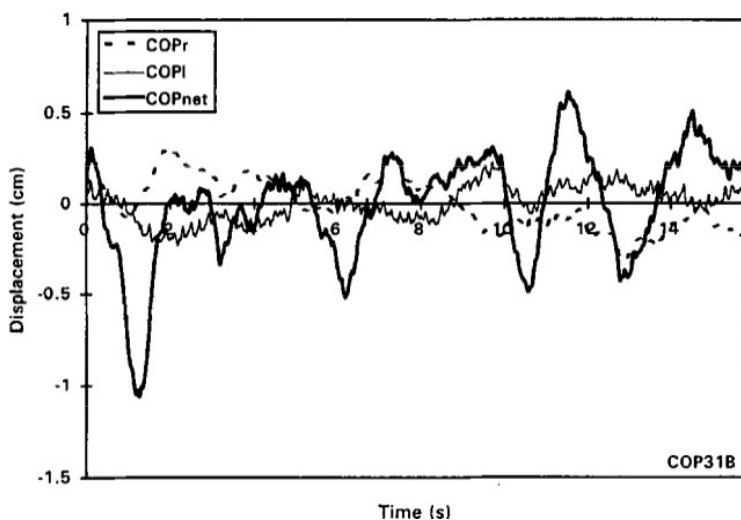


Fig. 3.5. COP_l , COP_r , COP_{net} in direzione M/L in appoggio coi piedi affiancati. Fonte: [11].

Questo ci indica (tenendo conto dell'equazione del COP_{net} sopra illustrata) che nel controllo medio-laterale, in tale posizione eretta, il COP_{net} risulta essere dominato dal meccanismo di caricamento/scaricamento degli arti inferiori e non dall'azione dei

muscoli di caviglia, controllori del COP_1 e COP_r .

La Fig. 3.6 dimostra tale relazione, infatti il grafico rappresenta la forza di reazione verticale di ogni arto e la forma d'onda è la stessa del COP_{net} della Fig. 3.5, indicando appunto che il meccanismo di caricamento/scaricamento governato dai muscoli abduuttori/adduttori dell'anca controlla la variazione del COP_{net} nella direzione medio-laterale.

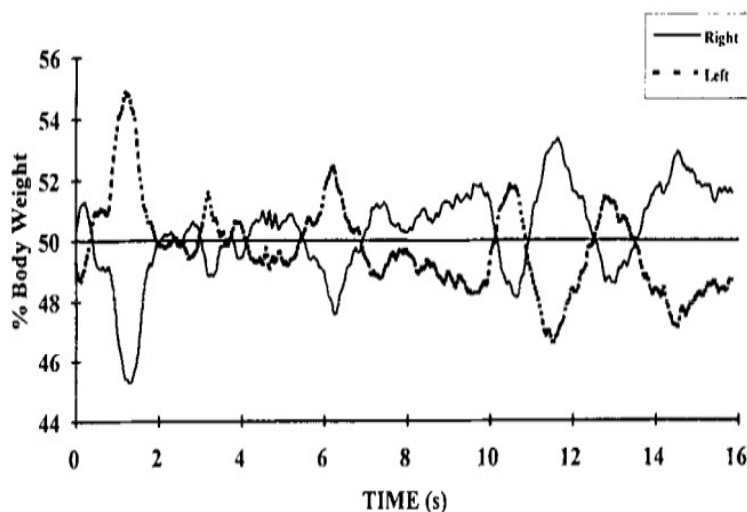


Fig. 3.6. Forza di reazione verticale del piede destro (linea continua) e sinistro (linea tratteggiata). Fonte: [11].

Stando in posizione eretta con i piedi uno affianco all'altro, la strategia di caviglia si applica solo in direzione antero-posteriore perché il meccanismo di caricamento/scaricamento dell'anca da parte degli abduuttori/adduttori è dominante in direzione medio-laterale. In altre posizioni (tandem, o in appoggio su una gamba) i due meccanismi continuano a funzionare separatamente, ma i loro ruoli risultano invertiti. In tali posizioni l'equilibrio medio-laterale è governato dal meccanismo di caviglia (invertitori/evertori), e nella direzione antero-posteriore dall'anca.

Le quattro variabili che possono controllare il movimento del COP_{net} , ad esempio nel caso di spostamento verso destra, sono l'attivazione di ciascuno di questi muscoli: evertori della caviglia di sinistra, invertitori della caviglia di destra, adduttori dell'anca sinistra, abduuttori dell'anca destra (inoltre il movimento a destra del COP_{net} causa un'accelerazione del COM verso sinistra, data la loro correlazione negativa).

3.3 Prova sperimentale in vitro, azione dei muscoli della gamba

Come misurare in vivo il contributo specifico che ogni muscolo offre nel controllo posturale rimane un problema di difficile soluzione a causa del contributo sovrapposto

che essi hanno nel mantenere l'equilibrio totale.

Il modello per lo studio in vitro di Kim et al., 2003 [12] a livello dei tendini di caviglia può contribuire a chiarire e quantificare l'effetto della forza dei muscoli associati a tali tendini nel controllo della posizione del COP.

3.3.1 Modello applicato per la sperimentazione in vitro

Se prendiamo in analisi tale modello ([12]), siamo in grado di correlare l'effetto dell'azione muscolare (Δf_i) sullo spostamento del COP medio-laterale (Δp_{zi}), o antero-posteriore.

In condizione di non attività muscolare a livello dell'articolazione di caviglia, il modello sul piano frontale è riconducibile alla Fig. 3.7_A :

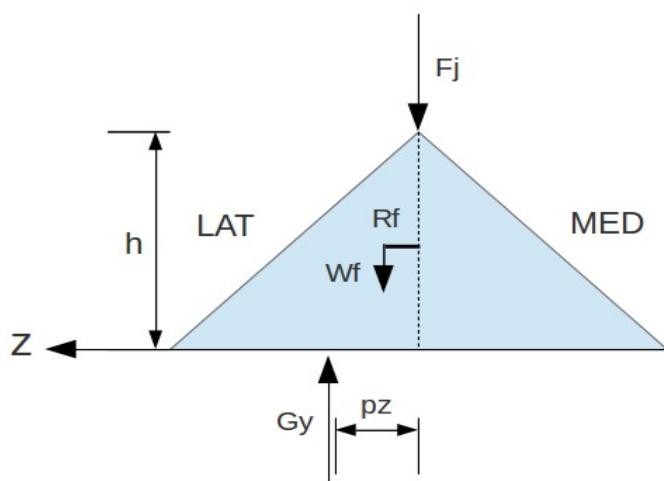


Fig. 3.7_A. Modello semplificato del piede destro prima dell'applicazione di una forza.

dove \mathbf{F}_j è la forza di reazione articolare verticale, \mathbf{W}_f è la forza peso del piede, \mathbf{G}_y indica la GRF, \mathbf{R}_f è il braccio di leva di \mathbf{W}_f , \mathbf{p}_z rappresenta la distanza del COP medio-laterale dall'articolazione di caviglia (asse z indica la direzione M/L), mentre \mathbf{h} è la distanza a terra dalla caviglia. Scrivendo in equazioni la situazione in Fig. 3.7_A :

$$\text{equilibrio delle forze verticali} \quad G_y - W_f - F_j = 0 \quad (1)$$

$$\text{equilibrio dei momenti} \quad G_y * p_z - W_f * R_f = 0 \quad (2)$$

Se ora viene applicata una forza a livello della caviglia (Δf_i , ad esempio sotto l'azione del muscolo tibiale anteriore) la situazione varia, si veda Fig. 3.7_B dove Δf_i è la forza muscolare, ϕ l'angolo della forza rispetto la verticale, \mathbf{R}_i indica il braccio di leva della forza, $\Delta \mathbf{G}_{xi}$ corrisponde al cambiamento della GRF lungo la direzione medio-laterale, $\Delta \mathbf{G}_{yi}$ rappresenta invece la differenza della GRF lungo l'asse verticale, $\Delta \mathbf{p}_{zi}$ è la

variazione del COP medio-laterale (DCOP_M/L; cambiamenti del COP_M/L dalla posizione iniziale).

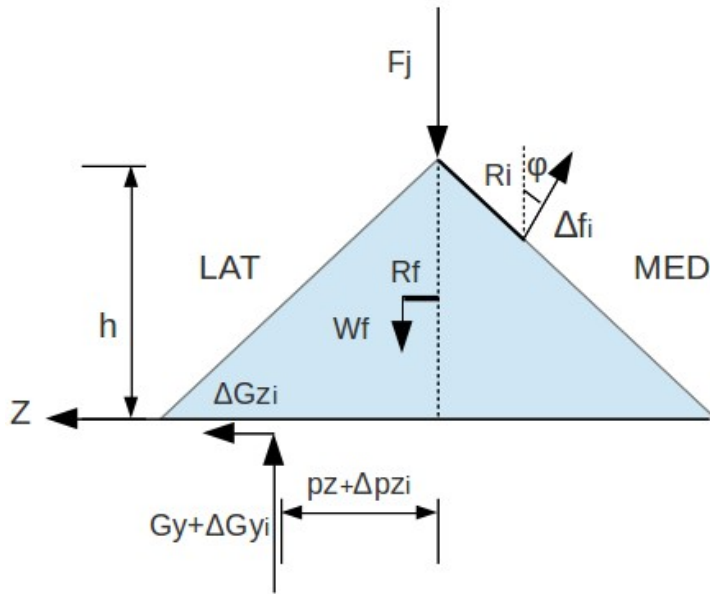


Fig. 3.7_B. Modello semplificato del piede destro dopo l'applicazione di una forza (Δf_i).

Scrivendo in equazioni la situazione descritta in Fig. 3.7_B :

- (3) eq. delle forze verticali $G_y + \Delta G_{yi} - W_f - W_f * R_f + \Delta f_i * \cos \varphi = 0$
- (4) eq. delle forze orizzontali $\Delta G_{zi} - \Delta f_i * \sin \varphi = 0$
- (5) eq. momenti $(G_y + \Delta G_{yi}) * (p_z + \Delta p_{zi}) + \Delta G_{zi} * h - \Delta f_i * R_i - W_f * R_f = 0$

Mettendo a sistema le 5 equazioni (1)-(5) ed eliminando fattori trascurabili, si ottengono le seguenti relazioni :

$$\frac{\Delta p_{zi}}{\Delta f_i} = \frac{R_i + p_z * \cos \varphi - h * \sin \varphi}{G_y} \quad (6)$$

Ora sostituendo G_y con $F_j + W_f$ (eq. (1)) e moltiplicando per tale termine numeratore e denominatore :

$$\frac{\Delta p_{zi}}{\Delta f_i} = \frac{R_i}{F_j} \text{ con } F_j \gg W_f \text{ e } \varphi \simeq 0 \quad (7)$$

Cioè, è indicato che il DCOP medio-laterale (Δp_{zi}) varia in modo linearmente proporzionale al momento applicato dalla forza muscolare, considerando la forza di reazione articolare verticale costante e molto maggiore di essa.

3.3.2 Attuazione della prova in vitro [12]

Si è quindi attuato tale modello su 5 campioni di cadaveri freschi congelati. Il campione di gamba, amputata a livello di metà tibia, è stato posizionato su un simulatore di piede e caviglia (Fig. 3.8).

I tendini di sei gruppi di muscoli estrinseci che agiscono intorno alla caviglia sono stati caricati: tendine d'Achille, tibiale posteriore, flessori, estensori, peronei e tibiale anteriore. Un totale di sei servo-cilindri pneumatici sono stati usati per applicare il carico individuale sul tendine (Δf_i) sul provino. Un cilindro fornisce un carico verticale costante sulla caviglia (F_j) durante l'intera simulazione nella quantità di 343 N (35 kg metà peso corporeo).

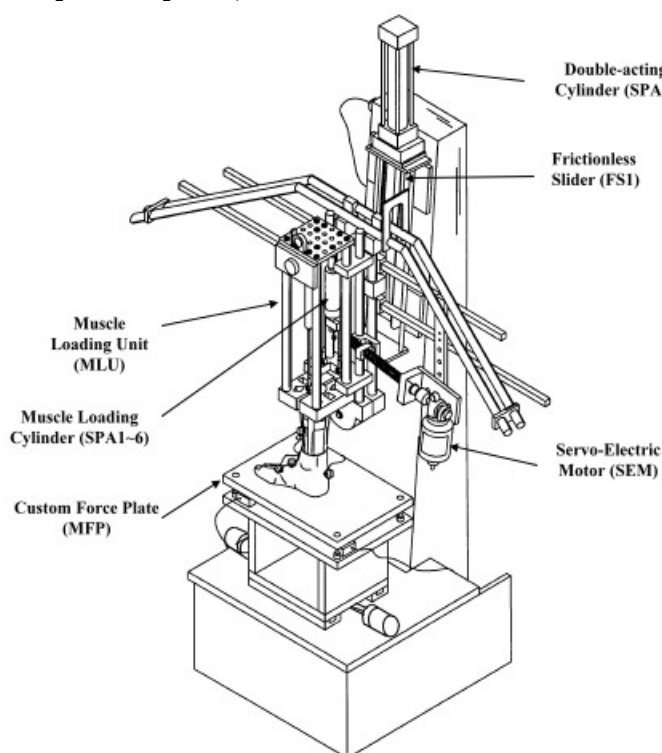


Fig. 3.8. Simulatore di piede e caviglia. Fonte: [12].

Ogni gruppo muscolare è stato caricato con dieci cicli di 49 N (5 kgf) sinusoidale a 0,02 Hz e gli ultimi cinque cicli sono stati utilizzati per la misurazione effettiva per garantire un effetto minimo di viscoelasticità. La pianta del piede è rimasta in contatto con la pedana di forza durante tutto il processo. Sono stati stimati sia A/P che M/L spostamenti del COP in posizione iniziale e le variazioni del COP durante l'applicazione del carico.

DCOP movimenti più importanti sono risultati in direzione A/P, mentre quelli in direzione M/L erano al massimo di 1.1 mm per 49 N di carico muscolare.

Il gruppo del tendine d'Achille aveva un movimento anteriore più grande, DCOP, 6.3 mm per il carico muscolare dato, mentre il muscolo tibiale posteriore ha avuto il più piccolo, 1.3 mm. Ogni gruppo muscolare ha dimostrato il suo ruolo unico di controllore del movimento del DCOP. I quattro quadranti sono la rappresentazione del movimento del DCOP e potrebbero semplicemente classificare il ruolo di ciascun gruppo muscolare (Fig. 3.9).

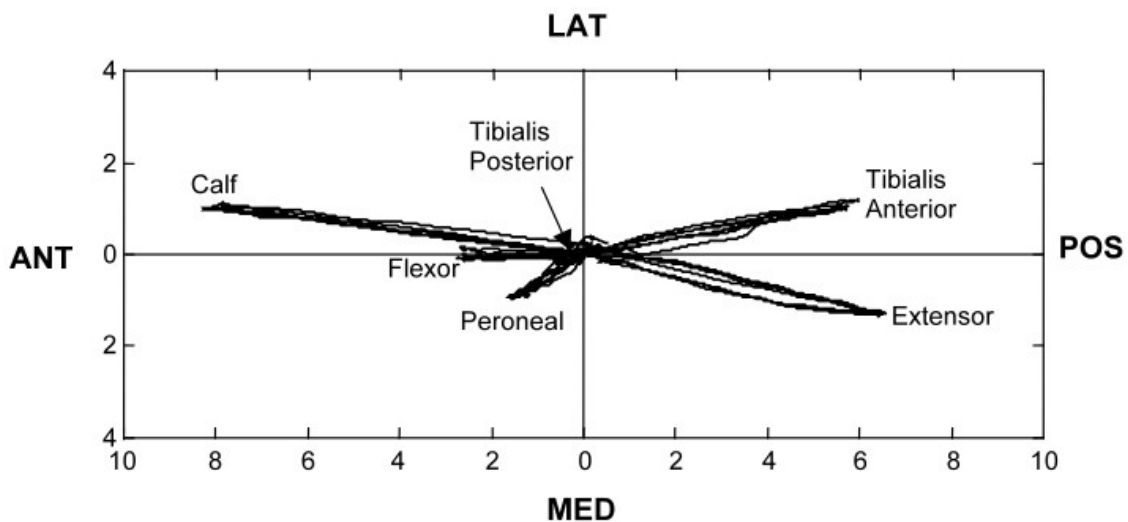


Fig. 3.9. Movimento del DCOP di ogni gruppo muscolare a seguito del ciclo sinusoidale. Fonte: [12].

Solo il gruppo peroneale sembrava essere responsabile del movimento antero-mediale del DCOP (il 3° quadrante), mentre il gruppo del tendine d'Achille potrebbe controllare il movimento del DCOP nella direzione antero-laterale (2° quadrante). Il muscolo tibiale anteriore era responsabile del posteriore-laterale movimento del DCOP (1° quadrante), mentre il gruppo estensore ha controllato il movimento del DCOP nel posteriore-mediale (4° quadrante). Il gruppo flessore e quello del tibiale posteriore sono stati responsabili solo per il movimento del DCOP anteriore.

In questo studio in vitro i movimenti del DCOP di ciascun muscolo o gruppo muscolare sono stati misurati utilizzando campioni di cadavere, applicando un carico individuale su ogni tendine e una forza costante di carico sulla caviglia con l'aiuto di uno specifico apparecchio di prova [17]. Questa informazione è fondamentale per capire il ruolo di ogni muscolo o gruppo muscolare sul movimento del COP nel controllo posturale. In posizione eretta con una forza costante di reazione articolare di caviglia (F_j) relativamente più grande rispetto a una forza muscolare (Δf_i), la forza muscolare e la corrispondente GRF (G_y) giocano un ruolo di leva meccanica con fulcro sull'articolazione di caviglia (equazioni (2), (5), (6), (7)) in modo che un muscolo con un braccio di leva maggiore possa più facilmente controllare il movimento del COP nella direzione opposta al braccio. Al contrario, tale tecnica di misura può anche essere usata per misurare il braccio di leva di ciascun muscolo.

Come osservato in Eq. (6) e (7), il movimento del DCOP ha anche una relazione inversamente proporzionale rispetto alla forza di reazione articolare di caviglia verticale (F_j), uguale, trascurando il peso del piede, alla GRF verticale (G_y) sempre finché la forza muscolare (Δf_i) risulti sostanzialmente minore di queste.

Tuttavia, tale rapporto diventa non lineare se la GRF verticale (G_y) non è molto più grande della forza muscolare applicata (Eq. (6)).

Il gruppo muscolare del tendine d'Achille può fisiologicamente generare 7120 N massimo, ovvero 10.4 BW (se con massa corporea di 70 kg) [18]. Tuttavia, il punto di applicazione della GRF rimane all'interno del piede [11]. Supponendo che il piede è di 280 mm e in posizione eretta ($G_y = 0.5$ BW), la forza muscolare massima per tale gruppo muscolare sarà ottenuta dall'eq. (7) considerando lungo l'asse antero-posteriore ($DCOP_{A/P} = \Delta p_x$) tale che :

$$\Delta p_x^i = \frac{r_i}{G_y} \Delta f_i \quad \text{or} \quad 280 = \frac{44.5}{G_y} \Delta f_i$$

$$\therefore \Delta f_i = 3.1 \text{ BW}$$

Tuttavia, se si è in appoggio su un solo piede, l'apporto viene raddoppiato a 6,2 BW. Pertanto, il limite superiore della forza muscolare sarà ulteriormente vincolata dalla distanza muscolare fisicamente realizzabile. La distanza tra DCOP e l'asse verticale (Fig. 3.9) implica un braccio di leva di flessione dorsale-plantare, come discusso sopra e nell'eq. (3), mentre la distanza tra il DCOP e l'asse orizzontale indica un braccio di leva per inversione-eversione. Il gruppo del tendine d'Achille, tibiale anteriore, e gli estensori avrebbero grandi bracci di leva per la dorsiflessione plantare, mentre il muscolo tibiale posteriore avrebbe il braccio più piccolo (Fig. 3.9, [19]). D'altra parte, i gruppi peroneali, estensori, e del tendine d'Achille avrebbero bracci di leva più grandi per inversione-eversione rispetto agli altri ([19]; [16]). Sulla base di queste osservazioni, i ruoli fisici di ogni gruppo muscolare possono essere confermati dal grafico DCOP (Fig. 3.9, [11]).

Per valutare l'efficienza meccanica di ciascun gruppo muscolare nel controllo del movimento COP, la sezione trasversale ($PCSA = \text{volume} / \text{lunghezza fibre}$) di ciascun gruppo muscolare può essere presa in considerazione in aggiunta allo spostamento del DCOP. La maggior parte dei gruppi muscolari hanno una PCSA, che va dai 11-19 cm^2 , ad eccezione del gruppo del tendine d'Achille che ha un massimo valore di 102 cm^2 [18]. Pertanto grazie alla Fig. 3.9 si può rappresentare, all'incirca, l'efficienza neuromuscolare di ogni gruppo muscolare, escludendo il gruppo del tendine d'Achille, avente una quintuplice entità del prodotto tra DCOP e PCSA. Tale gruppo muscolare è il controller del COP più efficace nella direzione anteriore, mentre il muscolo tibiale anteriore e il gruppo degli estensori sono i controller principali del COP nella direzione

posteriore. Il gruppo del tendine d'Achille è un controller del COP importante anche nella direzione laterale, mentre i gruppi peroneale ed estensore giocano un ruolo simile in direzione mediale.

Il ruolo funzionale dei flessori e del muscolo tibiale posteriore sembrano essere meno rilevanti dato che agiscono solo nella stessa direzione del gruppo del tendine d'Achille, ma con un DCOP*PCSA circa 20 volte inferiore a questo.

Gli stessi risultati e/o obiettivi possono essere raggiunti seguendo diverse strade, ad esempio un altro metodo potrebbe essere effettuato misurando simultaneamente il movimento del COP su una pedana di forza e l'attività muscolare da indagare con l'uso dell'elettromiografia di superficie o ad ago, durante la stazione eretta.

3.4 Prova sperimentale in vivo, azione dei muscoli della gamba lungo il piano frontale [13]

Approfondiamo ora l'analisi sempre lungo il piano frontale seguendo uno di questi metodi alternativi. Analizzare il piano frontale può favorire un metodo d'indagine per la postura, oltre ad offrire strumenti validi per la comprensione dei problemi legati all'equilibrio nelle persone anziane e nei pazienti a rischio di caduta.

Per fare ciò in vivo, come già detto precedentemente, è necessario modificare la posizione di analisi del fenomeno, riducendo la base di appoggio in direzione medio-laterale, aumentando cioè la probabilità che il COP raggiunga una posizione precaria, instabile.

Studi di movimento del corpo durante l'appoggio con base stretta o durante l'appoggio in tandem, con o senza visione, sono in grado di evidenziare le differenze che non possono essere viste in posizione normale [20], e sono adatti per avere la comprensione dei meccanismi che controllano la stabilità medio-laterale ([22], [21], [24] e [23]).

Nonostante l'ampio uso di questa procedura sia in laboratorio sia in clinica (vedi [25]), e nonostante la precoce ([26] e [27]) e le varie ricerche sul controllo neuromuscolare ([28] e [29]), le caratteristiche di base della organizzazione spazio-temporale del comando in posizione di tandem e, in generale, del controllo dell'equilibrio nel piano frontale sono state molto meno approfondite rispetto a quelle relative al piano sagittale.

In uno studio recente, elaborato da Sozzi et al., 2013 [13], è stata registrata l'attività di tre muscoli posturali principali della gamba (tibiale anteriore, TA, soleo, SOL, peroneo lungo, PER) per entrambe le gambe durante l'appoggio in tandem, con l'obiettivo di

caratterizzare il rapporto tra COP ed EMG. In tale posizione, in cui la base di supporto è molto più ampia nel piano sagittale rispetto a quello frontale, il PER svolge il ruolo principale nel controllo medio-laterale, dato che è un importante eversore. Come corollario, i muscoli PER delle due gambe devono essere attivi fuori fase, poiché un'eversione simultanea di entrambi i piedi in posizione tandem complicherebbe la stabilità, riducendo ulteriormente la larghezza della base di supporto ad una striscia stretta lungo il piano frontale.

L'attività EMG è stata registrata da una coppia di elettrodi di superficie posizionati sul tibiale anteriore (TA), peroneo lungo (PER) e soleo (SOL) di entrambe le gambe, dopo la depilazione, strofinamento e pulizia della cute con l'alcool. La distanza tra i conduttori di registrazione era meno di 2 cm, e l'orientamento era parallelo alle fibre muscolari. Per TA, gli elettrodi sono stati immessi sul terzo superiore della gamba, tangente alla cresta tibiale. Per PER, a metà della gamba, sulla faccia laterale di questa, in cui è stato individuato il ventre del muscolo contratto. Per SOL, sulla faccia posteriore della gamba, cinque centimetri sotto l'inserimento del gastrocnemio.

Al fine di confrontare i livelli di attività media dei vari muscoli tra le diverse persone, è stata rilevata, per ogni soggetto, la massima attività muscolare di tutti i muscoli separatamente. I piedi sono stati bloccati manualmente a terra dallo sperimentatore, mentre il soggetto attivava separatamente il TA o SOL o PER. Da tre a cinque contrazioni massimali sono state eseguite per ogni muscolo e ogni gamba, ciascuna della durata di due o tre secondi, e l'EMG poi registrato durante l'appoggio in tandem è stato espresso in percentuale rispetto alla media di questa massima attività volontaria di contrazione (%MVC).

I profili dell'EMG e le tracce M/L e A/P del COP sono stati 'cross-correlati' al fine di individuare il ruolo di ogni muscolo sullo spostamento del COP (per la definizione di 'cross-correlazione' vedi Cap.4, Paragrafo 4.4.3). La Fig. 3.10_A-D mostra esempi di segnali EMG acquisiti dai muscoli delle gambe posteriori (quella sinistra era la posteriore per tutti i soggetti esaminati), in un soggetto con occhi chiusi (CE).

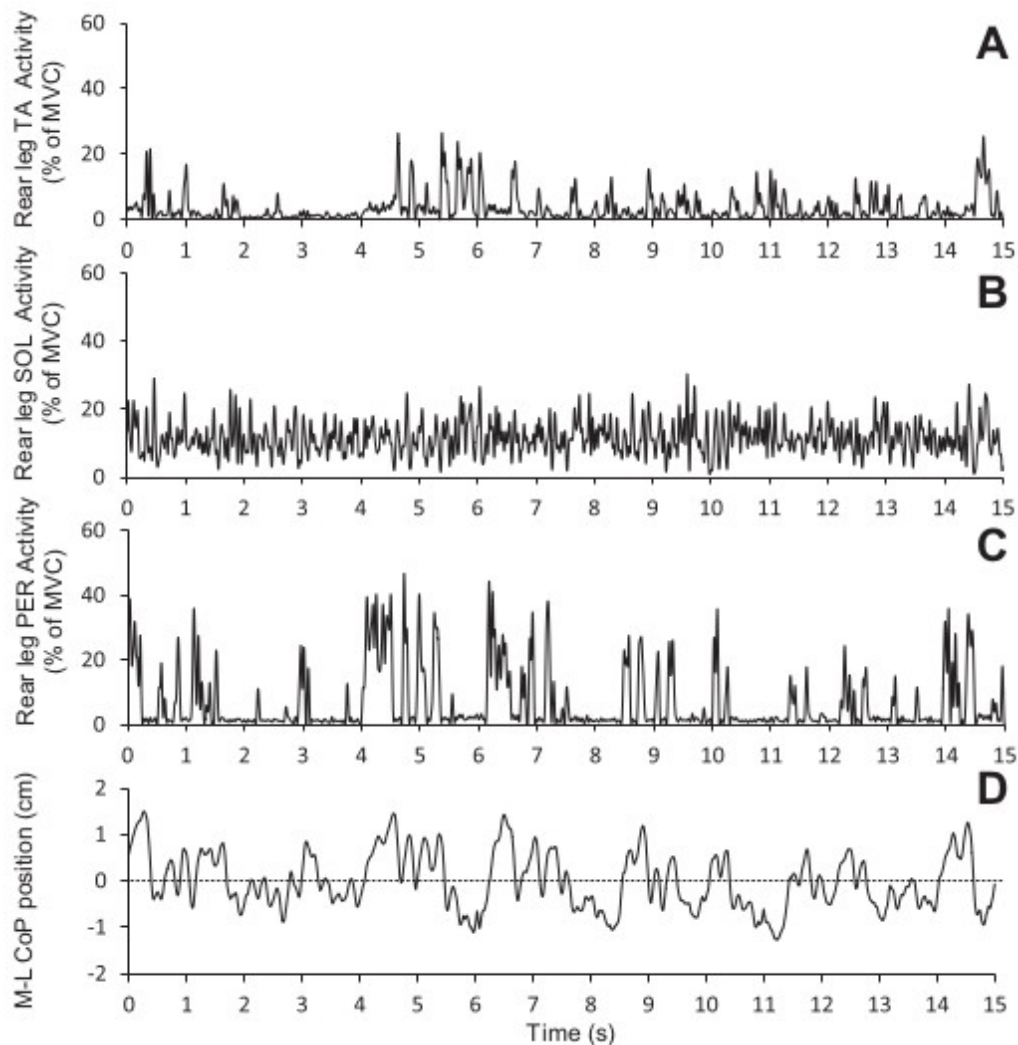
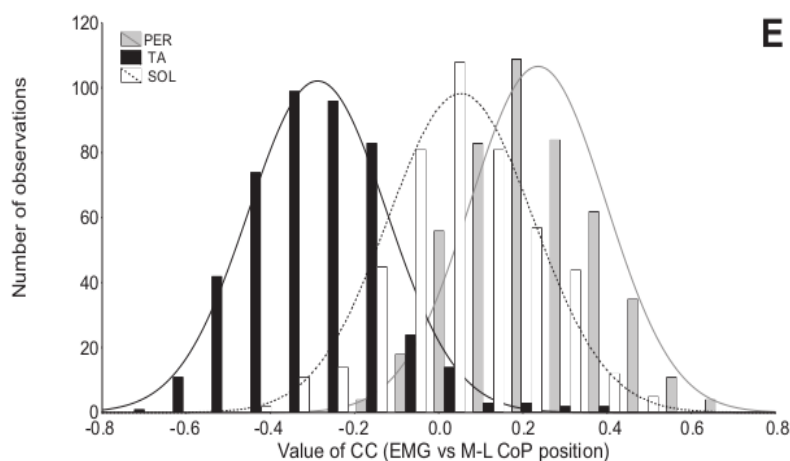


Fig. 3.10_A-D. Rappresentazione dell'attività muscolare della gamba posteriore (sinistra) di PER, TA, SOL in corrispondenza dello spostamento M/L del COP in posizione tandem con CE per un soggetto esaminato. Fonte: [13].

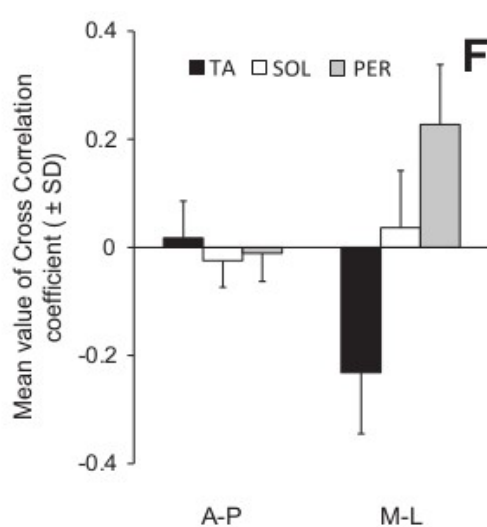
C'è un'ampia corrispondenza fuori fase tra il profilo dell'attività del PER rispetto a quello del TA, entrambi rilevati nella gamba posteriore. Quando vi è un impulso di EMG nel PER, il COP si sposta verso destra (D, valori positivi in ordinata). Al contrario, quando l'attività TA presenta un impulso, il COP si sposta a sinistra. Questo comportamento produce un positivo coefficiente di cross-correlazione (C-C) di 0,26 per PER, e un coefficiente negativo di -0,30 per TA, indicando che entrambi i muscoli sono associati con il movimento del COP lungo il piano frontale, ma hanno effetti opposti. D'altra parte, il coefficiente è vicino allo zero per SOL (-0,038). In Fig. 3.10_E, le distribuzioni dei coefficienti per i tre muscoli sono tracciate per tutte le prove e i soggetti esaminati. La maggior parte dei coefficienti sono negativi per TA, e positiva per PER, indicando un effetto comune, anche se con una grande dispersione, espressione del modello altamente variabile di attività in tutti gli studi e soggetti.



E

Fig. 3.10_E. Distribuzione del coefficiente di cross-correlazione (C-C dell'EMG rispetto alle tracce del COP) per i tre muscoli per tutti i soggetti. Fonte: [13].

Per SOL, il picco della distribuzione è vicino a zero, indicando un ruolo molto debole di



F

questo muscolo nel controllo delle oscillazioni nel piano frontale. Quando il C-C è stato calcolato tra EMG e le oscillazioni A/P del COP, coefficienti molto piccoli (<0.03) sono stati trovati per tutti i muscoli.

L'istogramma del pannello F sintetizza i risultati complessivi per la media dei coefficienti di C-C per ogni muscolo, sia per M/L che A/P direzione. Per l'asse A/P, i coefficienti sono vicini allo zero per tutti i muscoli.

In stazione eretta coi piedi affiancati e mantenuti molto vicino tra di loro, si diminuisce la dimensione frontale della base d'appoggio, determinando un aumento dei movimenti laterali del corpo ([22]). La posizione tandem complica ulteriormente il controllo dell'equilibrio e offre un'opportunità per identificare il contributo dei muscoli delle gambe sul controllo medio-laterale. Winter et al. 1996 ([21]) ha dato indicazione indiretta che, in posizione tandem, muscoli inversori di caviglia e muscoli eversori dominano il controllo del bilanciamento sul piano frontale, mentre l'equilibrio sul piano sagittale è dominato dai meccanismi dell'articolazione d'anca (abduzione/adduzione). Questo è quello che si è verificato anche in tale esperimento.

La cross-correlazione dei profili di EMG registrati sui muscoli omonimi di entrambe le gambe fornisce informazioni riguardanti la struttura del comando neurale di tali muscoli sulla caviglia. Un pattern di attivazione reciproco è stato rilevato prevalentemente per i due peronei (come anticipato). Anche i muscoli tibiali anteriori hanno mostrato una

attivazione reciproca, però con una probabilità inferiore a quella dei peronei.

Queste coppie muscolari in entrambe le gambe svolgono quindi un 'push-pull' sincrono sul corpo spostando il COP dove necessario. I modelli di attività del tibiale e dei muscoli peronei della gamba posteriore erano per lo più antagonisti fra di loro, ciò è evidenziato da una costante negativa di cross-correlazione. Questa caratteristica, prevista sulla base del loro contributo complementare alla stabilizzazione della caviglia nel piano frontale, indica che il meccanismo operativo durante l'appoggio in posizione tandem è dominato dal controllo reciproco di questi muscoli.

Differenze tra soggetti nelle diverse sperimentazioni sono stati importante fonte di variabilità. Questa non è una sorpresa, dal momento che la posizione eretta è intrinsecamente variabile, anche durante l'appoggio normale dei piedi ([30], [31] e [32]). Un recente studio ([33]) offre un altro monito, affermando che le piccole differenze dell'anatomia del piede possono produrre grande variabilità nel controllo dell'equilibrio. Più muscoli e gruppi muscolari rispetto a quelli registrati in questo studio possono influenzare la posizione tandem ([21] e [34]).

I muscoli plantari intrinseci del piede agiscono normalmente in modo sinergico con i muscoli delle gambe ([27]), e sono reclutati con crescenti esigenze posturali ([15]). Fino a che punto il reclutamento dei muscoli intrinseci del piede contribuisca al controllo del movimento del COP durante l'appoggio resta ancora da valutare.

3.5 Prova sperimentale in vivo, analisi dell'azione dei muscoli plantari intrinseci del piede [14;15]

Un'analisi con elettromiografia ad ago, essendo più specifica e meno ingombrante (soprattutto nella zona plantare del piede), è in grado di identificare la funzione dei diversi muscoli intrinseci del piede nel controllo posturale.

Il muscolo del piede con PCSA maggiore e quindi più potente rispetto agli altri (6.68 cm²) è l'abduktore dell'alluce (come indicato da [14]), segue l'adduttore dell'alluce obliquo con 4.94 cm² e chiudono i lombricali con appena 0.18 cm², infatti si presume che tali muscoli, essendo inoltre molto estesi, abbiano la funzione di recettori dello stiramento e possano essere un'importante centro deputato alla propriocezione.

All'inizio studi di EMG intramuscolare ad ago ([35] e [36]) hanno suggerito che i muscoli plantari intrinseci del piede agiscono come un'unità funzionale nella stabilizzazione delle dita dei piedi durante la fase del passo di distacco da terra. Questi

primi apporti hanno fornito informazioni preziose sulla funzione di questi muscoli. Più recentemente, valutazioni con EMG superficiali dei muscoli plantari intrinseci del piede hanno fornito alcune prove per il loro ruolo nel mantenere ottimale l'altezza dell'arco longitudinale mediale ([37]).

Questi studi sono, tuttavia, limitati dall'impossibilità degli elettrodi di superficie di esaminare la singola attività muscolare, profonda e sottostante alla pianta del piede. Come tali, le conclusioni sono state tratte solo per l'abduktore dell'alluce, il più grande e più superficiale (AH). Dati i limiti metodologici esistenti in letteratura, se poi aggiungiamo anche la mancanza di dati relativi al ruolo di tali muscoli del piede al sostegno posturale, è opportuno e utile utilizzare EMG ad ago per fornire registrazioni affidabili e il più precise possibile di questi muscoli durante attività posturali di base.

Seguendo tale scopo Kelly et al., 2012 [15] ha analizzato appunto con EMG ad ago tre muscoli intrinseci del piede (confermando sotto guida ecografica la localizzazione dell'elettrodo nel muscolo): abduktore dell'alluce (AH), flessore breve delle dita (FDB), quadrato accessorio plantare (QP) eseguendo diverse posizioni posturali con grado di difficoltà crescente.

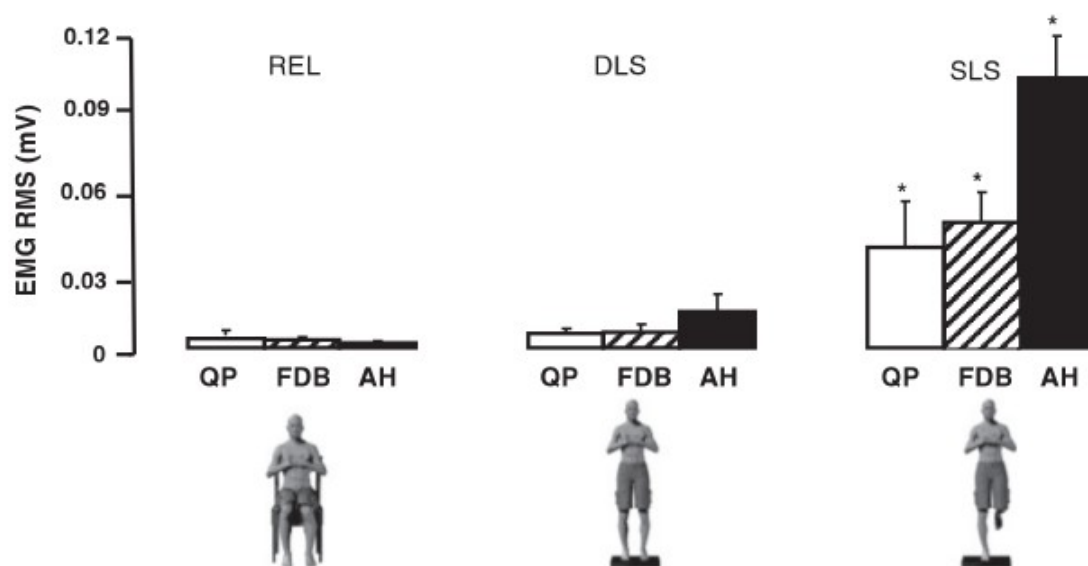


Fig. 3.11. Media del RMS dell'EMG di ogni muscolo per le tre posizioni: a sedere(REL); in stazione eretta(DLS); in appoggio sulla gamba destra(SLS). Fonte: [15].

La Fig. 3.11 indica come al variare della posizione l'attività di ogni muscolo aumenta significativamente (* indica un p-value <0.05 rispetto alle altre posizioni, cioè con significatività maggiore al 95%). Come si può vedere in figura e come già si poteva predire, l'attività maggiore è a capo dell'abduktore dell'alluce.

Durante l'appoggio sulla sola gamba destra (SLS) sono risultate ben correlate le attività

dei muscoli rispetto allo spostamento del COP_M/L, infatti (indicando con “r” il coefficiente di cross-correlazione) per l'AH $r = 0.62$, per il FDB $r = 0.40$, mentre per il QP $r = 0.40$, vedi Fig. 3.12.

Nessuna correlazione, invece, è stata evidenziata tra la direzione del COP_A/P e l'attività muscolare (tutti $r < 0.2$), né ci sono state significative correlazioni in condizione DLS (tutti $r < 0.2$, sia in COP_A/P sia in COP_M/L). Forti correlazioni intra-muscolari sono state osservate per tutti i muscoli durante l'attività SLS (tutti $r > 0.85$, Fig. 3.12).

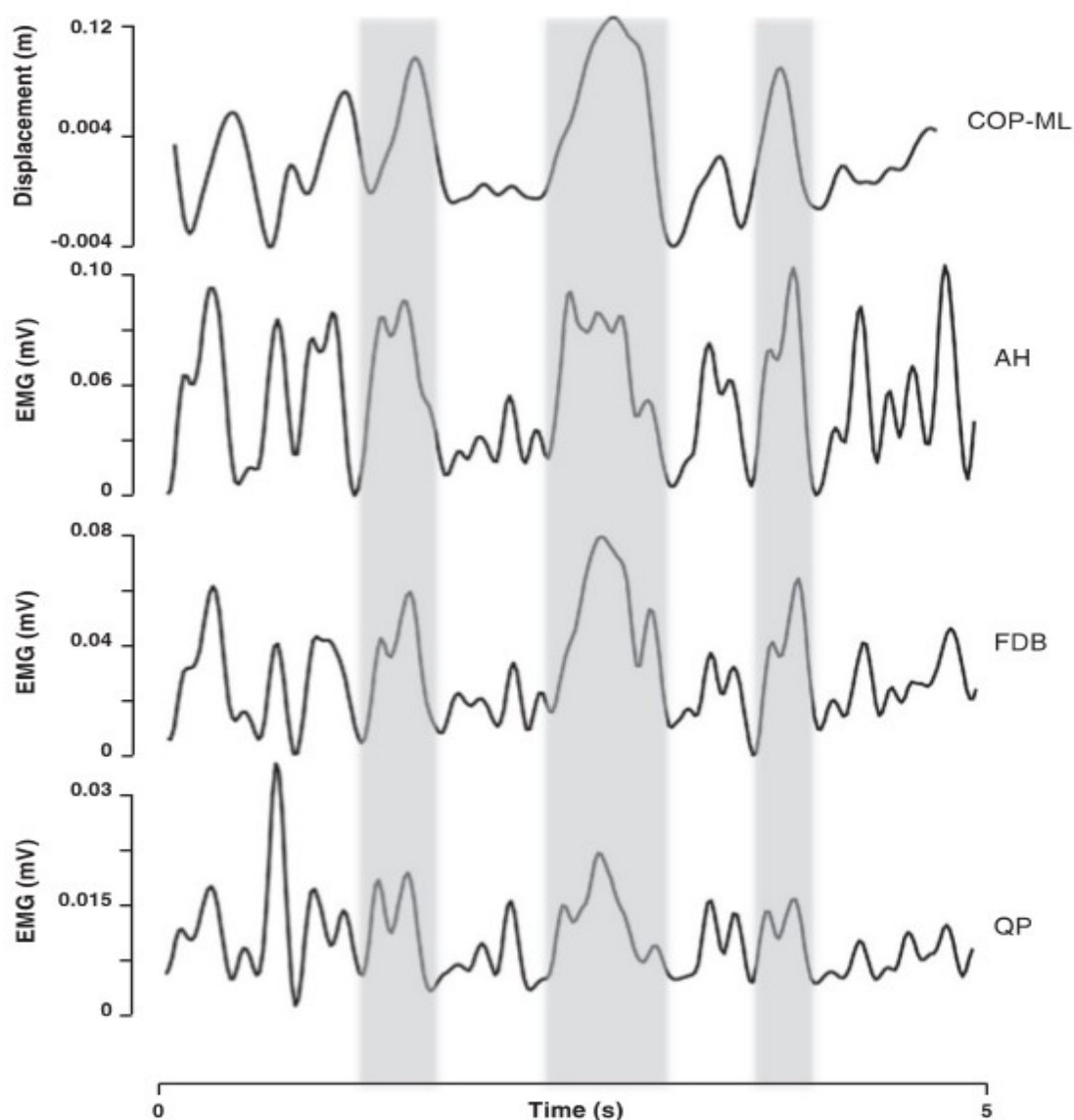


Fig. 3.12. Forme d'onda per il COP_M/L e per l'EMG dell'abditore dell'alluce AH, del flessore breve delle dita FDB e del quadrato plantare QP durante l'appoggio su una gamba sola (SLS) per un soggetto rappresentativo. Fonte: [15].

Le aree ombreggiate mostrano gli impulsi dell'EMG che corrispondono all'escursione del COP-ML in modo sincrono.

I risultati indicano che il reclutamento dei muscoli plantari intrinseci del piede è regolato in risposta alle richieste posturali. Questi muscoli hanno da moderata a forte correlazione con il movimento COP_M/L, suggerendo così una funzione di controllo nel bilanciamento posturale.

L'attività muscolare plantare del piede, durante l'appoggio su una gamba sola, presentava picchi della forma d'onda del segnale EMG che si verificano appena prima di quella dei picchi di escursione COP medio-laterale (come verifica dell'azione di controllo che tali muscoli hanno sulla variazione de COP_M/L).

Pertanto, può essere attivato un meccanismo simile nel sistema nervoso centrale anche per il reclutamento altamente sincronizzato dell'AH, del FDB e del QP, a seguito dell'escursione mediale del COP.

Il modo sincronizzato con cui tali muscoli rispondono alla variazione del COP_M/L può essere una caratteristica importante nel mantenere l'equilibrio del corpo.

Un primo studio di [38] con l'aggiunta in modo incrementale di pesi alle gambe in soggetti seduti, ha riportato che l'attivazione di questi muscoli aumentava con il carico del piede, fornendo anche un secondario supporto strutturale per l'arco mediale longitudinale. I lavori di [37] e [39], utilizzando EMG superficiale hanno riportato che l'attivazione muscolare è ridotta nell'AH in associazione con una maggiore deformazione dell'arco mediale.

Questo studio, invece, fornisce la prova che i muscoli plantari intrinseci del piede forniscono supporto posturale durante la stasi in posizione tranquilla.

Tali risultati supportano anche le conclusioni di [40] e [41] che hanno ipotizzato che a una carente attività dei muscoli intrinseci del piede è associata uno scarso equilibrio e un aumento del rischio di cadute soprattutto negli anziani.

Capitolo 4

STRUMENTI E METODI UTILIZZATI

4.1 *Soggetti partecipanti*

In questo lavoro di tesi alla fase sperimentale hanno partecipato 4 adulti sani, di sesso maschile, età media pari a 22.3 anni con deviazione standard (std) 1.3, peso medio 79.5 kg con std 15.4, altezza media 176 centimetri con std 6.4, lunghezza piede media 27.8 centimetri con std 0.9.

4.2 *Compiti posturali*

Tutti gli esperimenti hanno avuto luogo in una stanza con un'illuminazione normale nel 'Laboratorio di Ingegneria Biomedica' di Cesena. La prima posizione è stata effettuata con il soggetto a sedere su una sedia con la gamba destra distesa e in appoggio sul tallone. Questo per ridurre al minimo l'attività muscolare e rilevare soltanto l'entità del rumore basale. Poi due posizioni in stazione eretta sono state utilizzate per valutare la relazione tra oscillazioni posturali nel piano frontale del corpo ed attività muscolare, misurata appunto con elettromiografia superficiale (sEMG). La seconda posizione è quindi in stazione eretta quieta con le braccia lungo il corpo, DLS (double-leg-stance), la terza, invece, è in appoggio su una gamba sola (sempre con la gamba destra) con le mani sul petto, SLS (single-leg-stance). Tutte sono state effettuate per un periodo di 30 s e fissando, ad occhi aperti, una mira visiva posta all'altezza degli occhi a 2 metri di distanza.

4.3 *Acquisizione dei segnali*

La sincronizzazione tra pedana di forza e segnali EMG è stata ottenuta con l'uso di un software di acquisizione unificato.

4.3.1 *Acquisizione COP*

Le forze che agiscono sul terreno e quindi la posizione istantanea del COP sono state acquisite da una pedana di forza (FP4060-08, Bertec, vedi Paragrafo 4.5.1) con frequenza di campionamento a 200 Hz e quindi memorizzati su un PC per analisi offline (Matlab 7.12.0). Solo in DLS e SLS le prove posturali sono state effettuate con il soggetto in piedi su tale pedana. Una striscia di nastro adesivo è stata inoltre collocata sulla pedana per mantenere la coerenza di posizionamento del piede tra i soggetti e le prove rispetto a un asse di riferimento della pedana stessa.

Dall'accensione della pedana abbiamo aspettato circa 20 minuti per stabilizzare l'offset e consentire ai circuiti elettronici di raggiungere il loro stato di regime termico.

4.3.2 *Acquisizione EMG*

L'attività muscolare EMG è stata registrata da una coppia di elettrodi di superficie posizionati sul tibiale anteriore (TA), peroneo lungo (PER) e abducente dell'alluce (ABD) della gamba destra, dopo la depilazione e la pulizia della pelle effettuata strisciando con un fazzoletto di cotone imbevuto di alcool. La distanza tra i conduttori di registrazione era circa di 2 cm, e l'orientamento era parallelo alle fibre muscolari. Gli elettrodi usati sono 'gelificati' e sferici (Arbo, H124SG, per specifiche Paragrafo 4.5.2).

Per il posizionamento degli elettrodi abbiamo seguito le indicazioni basate sulle sperimentazioni del "Corso SIAMOC – Emg di superficie – Correggio 2011" [7] fornitoci gentilmente dallo staff del 'Laboratorio di Analisi del Movimento e della Biomeccanica' (LAMB) della clinica privata Sol et Salus di Torre Pedrera (Rimini).

Abbiamo quindi tracciato una linea congiungente il margine superiore della testa della fibula e il margine inferiore del malleolo laterale (linea X).

Poi a distanza $\frac{1}{4}$ prossimale (dalla fibula) lungo tale linea ne abbiamo tracciata un'altra perpendicolarmente (linea Y) e nel punto di incrocio abbiamo messo gli elettrodi per la rilevazione del peroneo lungo (l'elettrodo inferiore appena sotto la linea Y, l'altro leggermente sopra).

Per il tibiale anteriore, invece, sempre lungo la linea Y, gli elettrodi sono stati posizionati a circa 1 cm dalla cresta ossea tibiale (l'elettrodo inferiore sotto la linea Y, l'altro sopra, quindi leggermente più in basso rispetto PER).

Infine per l'abducente dell'alluce sono stati posizionati all'altezza della tuberosità

navicolare e sulla parte mediale del piede, in modo tale da evitare di calpestarli.

Abbiamo poi posizionato l'elettrodo di riferimento sopra una zona ossea stabile del medesimo arto (ground reference).

Nella guida SIAMOC è giustamente indicato l'uso di elettrodi con diametro conduttivo (Ag/AgCl) di massimo 4mm per l'abditore dell'alluce, circa la metà rispetto a quello degli elettrodi della Arbo da noi usati e reperibili nel 'Laboratorio di Ingegneria Biomedica', questo a causa delle dimensioni inferiori del muscolo e quindi per non incorrere ad un alto rischio di cross-talk (vedi Capitolo 5, Paragrafo 5.6). Per ridurre gli artefatti da movimento abbiamo fissato i cavi degli elettrodi, lasciando una piccola curva nella zona terminale per impedire che il filo metta in tensione l'elettrodo.

Una volta collegati alla strumentazione abbiamo poi aspettato 5 minuti così che l'impedenza d'ingresso della cute avesse il tempo di stabilizzarsi. I segnali EMG sono stati registrati ad una frequenza di campionamento di 1000 Hz col Pocket-emg, BTS (specifiche vedi Paragrafo 4.5.3) e memorizzati sul PC per analisi off-line (Matlab).

La qualità del segnale è stata valutata, per ogni muscolo, chiedendo al partecipante di effettuare una contrazione volontaria e nel frattempo si è anche settato il range di visualizzazione del segnale nello strumento. Se il range selezionato è insufficiente a contenere interamente la dinamica del segnale, il dato acquisito tenderà a saturare (i valori superiore al range saranno digitalizzati al valore max del range), al contrario se il segnale è molto debole rispetto al range (che quindi sarà troppo alto) non viene sfruttata al meglio la risoluzione della scheda di acquisizione. In genere è stato usato un range di circa 1,3/1,5 mV.

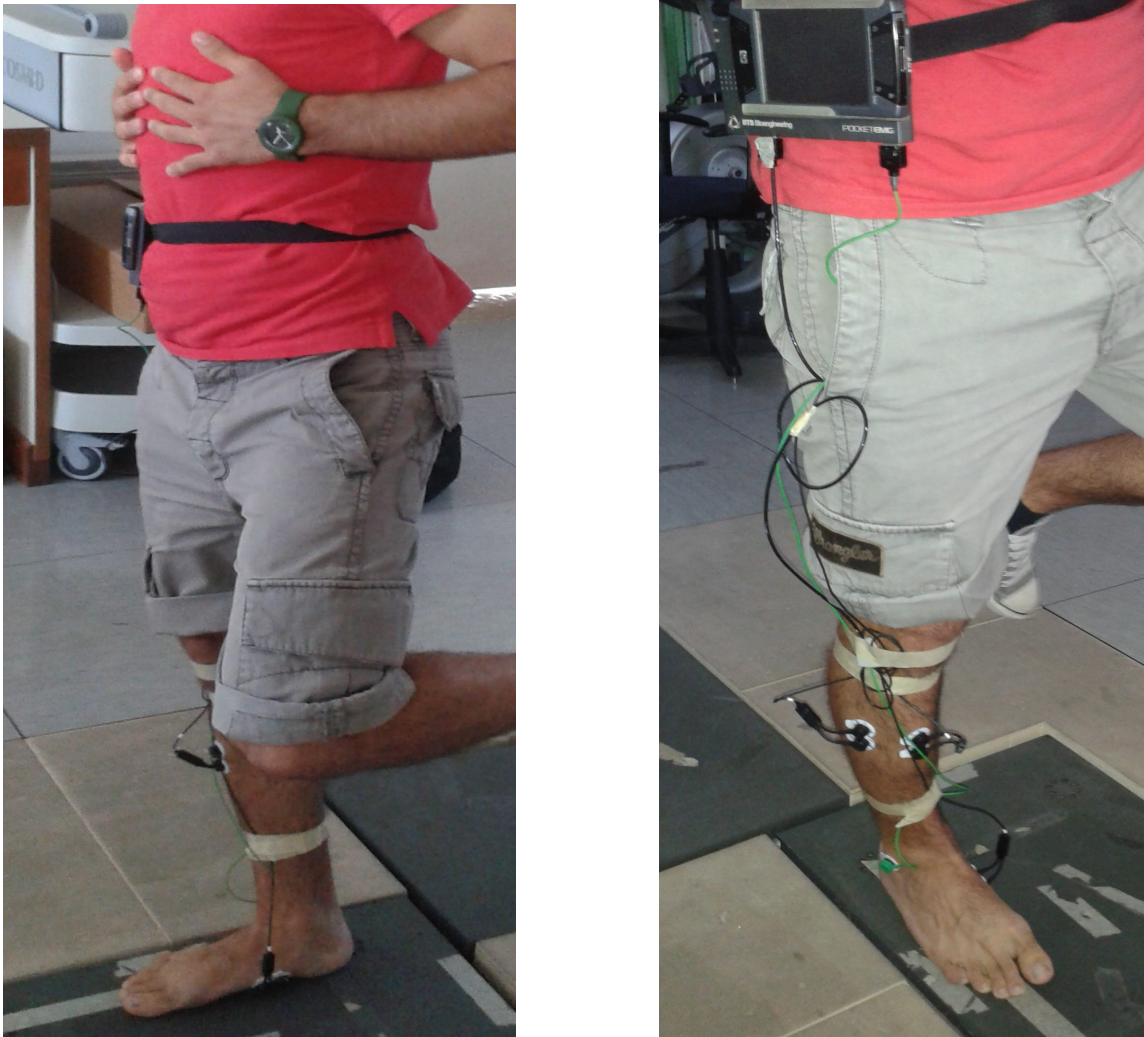


Fig. 4.1. Preparazione di un soggetto alla prova sperimentale.

4.4 Elaborazione dei segnali

Il centro di pressione (COP) e il segnale elettromiografico (EMG) sono stati elaborati in ambiente Matlab (in parte anche con Excel), per tutti i dettagli nel codice sviluppato si veda l'Appendice.

4.4.1 Elaborazione COP

Il punto istantaneo di applicazione della forza di reazione al suolo (COP) è stato filtrato con un filtro passa basso di Butterworth del 2°ordine con frequenza di taglio a 10 Hz per eliminare le componenti del segnale non fisiologiche (il movimento umano è compreso in frequenze più basse, considerando che il nostro esercizio era quasi statico).

Al COP è stata sottratta la sua stessa media sia in posizione medio-laterale (M/L) che antero-posteriore (A/P) al fine di migliorarne la visualizzazione.

E' stata determinata anche la velocità media del COP, per quantificare l'incremento di attività tra le diverse posizioni. Per lo scopo di questo studio è stato calcolato il COP come un indicatore per le oscillazioni posturali. Questa ipotesi è stata fatta in accordo con la letteratura precedente ([24]; [43]).

4.4.2 *Elaborazione EMG*

Il segnale elettromiografico è stato filtrato con un filtro passabanda di Butterworth del 1°ordine con frequenze di taglio di 10 e 500 Hz per eliminare soprattutto gli artefatti da movimento e la componente continua. Poi il segnale è stato rettificato e infine ne è stato determinato l'involuppo adottando due finestre temporali: prima una di 400 ms per rilevarne, dal punto di vista qualitativo la somiglianza con il COP, successivamente una seconda di 50 ms per ottenere l'RMS del segnale usato poi per il calcolo della funzione di cross-correlazione, in modo da evitare un anticipo non reale del segnale EMG (vedi Capitolo 5, Paragrafo 5.4).

A questo punto il segnale, per essere confrontato, è stato sottocampionato alla frequenza di campionamento del COP, 200 Hz.

4.4.3 *Cross-correlazione per il confronto tra COP-EMG [42]*

In ogni prova sono stati cross-correlati con le tracce del COP i profili dell'EMG raddrizzato e filtrato su una finestra di tempo corrispondente alla durata centrale di ogni prova (10 sec). La correlazione sarà calcolata con la seguente equazione:

$$R_{xy}(\tau) = \frac{\frac{1}{N} \sum_{i=1}^N (x_i - \bar{x})(y_{i+\tau \cdot fs} - \bar{y})}{\frac{1}{N} \sqrt{\sum_{i=1}^N (x_i - \bar{x})^2 \sum_{i=1}^N (y_i - \bar{y})^2}}$$

dove N indica il numero totale di campioni, τ indica la distanza temporale tra due campioni e fs indica la frequenza di campionamento, quindi $\tau * fs$ è un numero intero.

La cross-correlazione è un potente strumento per la misura oggettiva della similitudine

spaziale e temporale di due segnali.

Un grande vantaggio è quello di poter correlare segnali di diverso tipo, cioè con diverse unità di misura, basta che i due segnali siano campionati alla stessa frequenza (ecco il motivo del sottocampionamento sopra citato). Risulta scontato usarla per il nostro scopo quindi: rilevare in modo oggettivo il rapporto tra i modelli di attività muscolare e la componente frontale di oscillazione del corpo (COP_ML) con la possibilità inoltre di identificare il tempo (lag) che intercorre tra tale attivazione muscolare e il relativo cambiamento del COP_ML.

Attenzione che è possibile ottenere dei τ (lag) validi, ma senza un vero significato fisiologico, questo perchè noi calcoliamo la funzione di cross-correlazione (C-C) in un intervallo ampio di tempo e può capitare di avere dei picchi di correlazione in istanti fuori dal range sensato di causa effetto tra attivazione muscolare e spostamento del COP (in letteratura tale finestra è di 500 ms, [42]). Perciò noi visualizzeremo la funzione di C-C solo all'interno di tale finestra temporale di 500 ms.

I valori di C-C sono stati classificati come segue: piccolo $\pm 0.1-0.3$, moderata $\pm 0.3-0.5$, e forte $\pm 0.5-1.0$ ([42]).

4.5 Strumenti utilizzati

Tutti gli strumenti utilizzati erano disponibili presso il Laboratorio di Ingegneria Biomedica (LIB).

4.5.1 Pedana di forza Bertec FP4060-08 [44]

Tale pedana di forza è costruita con i trasduttori ad estensimetri che misurano precisamente le sei componenti minimizzando il cross-talk. È lunga 60 cm, larga 40 e ha un'altezza di 8,3 cm e un peso di 28 Kg, contiene un'unità di condizionamento digitale del segnale a 16 bit. La frequenza naturale è elevata, quindi il rapporto tra il peso della piastra e la rigidità degli elementi di supporto è di conseguenza molto basso. E' necessario impedire che la frequenza di risonanza si avvicini troppo al

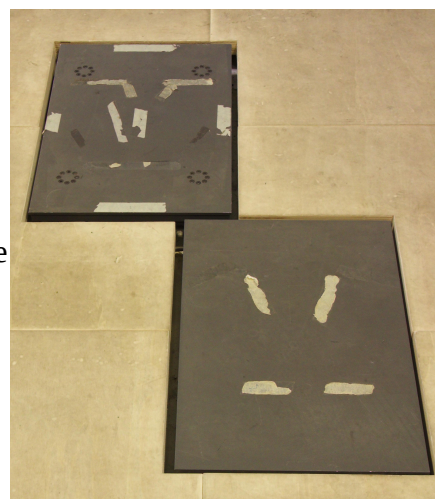


Fig. 4.1. Pedana di forza del LIB.

campo di frequenza del movimento considerato, per il cammino si hanno componenti con frequenze al max di 10/20 Hz.

Con un fondo scala di ± 5 Volt permette lungo l'asse z di avere una sensibilità buona per il carico ($F_z = 5000\text{N}$), per ogni Newton si rileva un aumento della tensione di 1 mV.

Inoltre all'interno del fondo scala, tenendo conto del fatto che la pedana in questione ha un accuratezza dello 0,2%, si ha un errore massimo di valutazione sempre per il carico lungo l'asse z di circa 1Kg (10 N).

Specifiche tecniche riassuntive della pedana di forza:

	Asse z	Asse x	Asse y
Carico max F_i (N)	5000	2000	2000
Carico max M_i (Nm)	600	1500	1000
Sensibilità (mV/N ; mV/Nm)	1,0 ; 8,3	2,5 ; 3,3	2,5 ; 5,0
Frequenza naturale (Hz)	340	550	540
Accuratezza (%fondo scala)	0,2	0,2	0,2
Fondo scala (mV)	± 5000	± 5000	± 5000

4.5.2 Elettrodi di superficie Arbo H124SG [44]

Gli elettrodi di superficie gelificati usati per la sperimentazione (vedi figura) hanno geometria sferica con diametro totale di 2,4 cm, diametro dell'unità conduttiva Ag/AgCl di 1cm e area del gel di 201 mm². Sovrapponendo le due estremità adesive si riesce ad avere una distanza tra la parte centrale dei due elettrodi di 2 cm.

Vengono collegati con le sonde del pocketemg con un attacco a bottone che fa da ponte

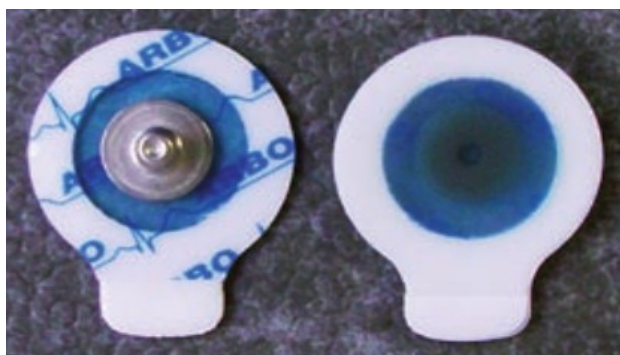
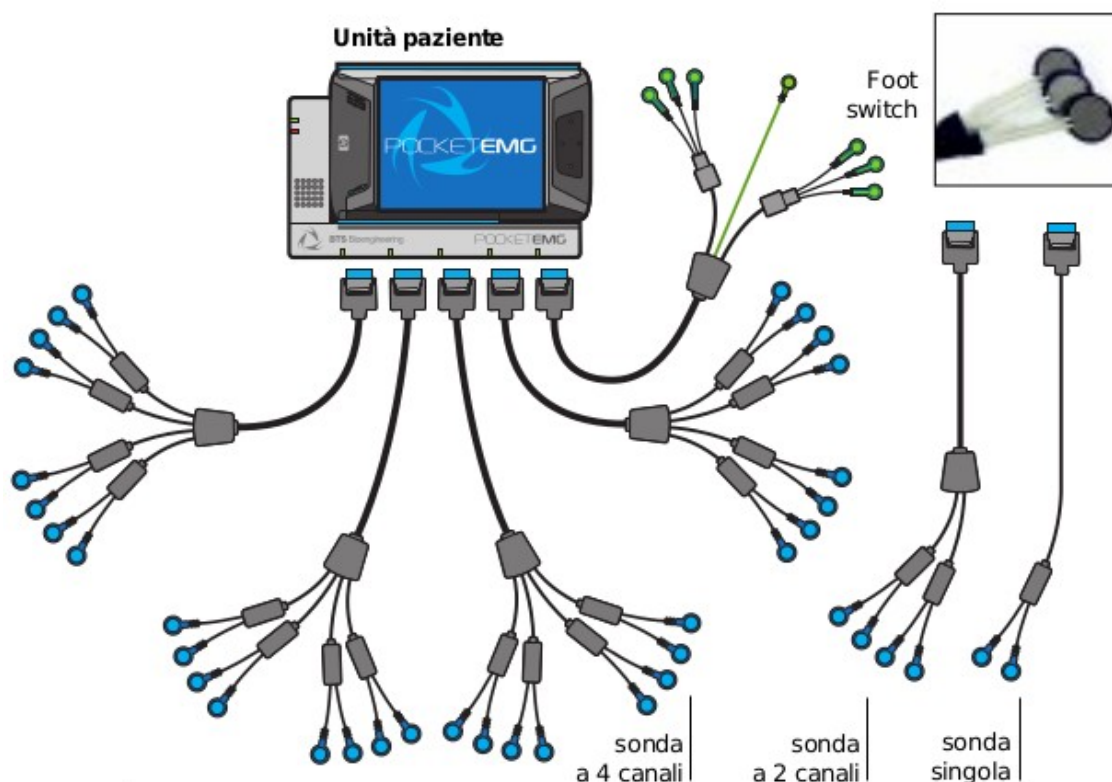


Fig. 4.2. Elettrodi di superficie per EMG del LIB.

all'area conduttiva. Hanno un impedenza di circa 220 Ω che andrà poi a sommarsi con l'impedenza della pelle e dei tessuti così da raggiungere i valori tipici di qualche K Ω .

4.5.3 Elettromiografo BTS Pocket EMG [44]



Elettrodi preamplificati, blu per l'analisi, verdi per il riferimento

Fig. 4.3. Elettromiografo di superficie del LIB.

BTS Pocket EMG è uno strumento innovativo progettato per medici, fisioterapisti e ricercatori che desiderano disporre di un sistema elettromiografico compatto, potente e facile da usare, in grado di garantire acquisizioni accurate e un segnale di alta qualità. BTS Pocket EMG racchiude in meno di 300 g l'eccellenza tecnologica unita alla ricerca della massima funzionalità e semplicità d'uso. Ha un supporto a 16 canali elettromiografici, una frequenza di campionamento di 10KHz per ogni singolo canale e l'interfaccia grafica touch-screen, con cui è facile settare il range per ogni muscolo.

Le sonde EMG hanno un'amplificazione maggiore a 500 (che sarà in automatico modificata a seconda del range selezionato precedentemente) e ovviamente sono in configurazione differenziale, l'impedenza di ingresso è maggiore di 10 M Ω in banda passante compresa tra 30Hz-5000Hz, infine il CMRR > 96 dB.

Utilizza elettrodi adesivi gelificati standard per EMG. La sonda viene dotata di cavetti intestati per il collegamento agli elettrodi adesivi di esplorazione e anche per il collegamento al riferimento (massa).

Capitolo 5

RISULTATI DEL PROTOCOLLO SPERIMENTALE

La conoscenza del modello di attività dei muscoli di gambe e piedi, in particolare dell'abduktore dell'alluce studiato più raramente, in soggetti sani in equilibrio su una gamba può aiutare a ottenere una maggior comprensione delle cause e delle conseguenze di alcuni disturbi dell'equilibrio.

Il seguente studio ha perciò lo scopo di indagare, seguendo i metodi illustrati nel precedente Capitolo 4, l'azione di controllo dei principali muscoli di piede e gamba nell'equilibrio medio-laterale (piano frontale), confrontando i risultati con i dati ottenuti in letteratura e già discussi nel Capitolo 3.

Useremo, nel resto del Capitolo, le sigle ABD per riferirci all'abduktore dell'alluce; TIB per il tibiale anteriore e PER per il peroneo lungo; DLS 'double leg stance' per la posizione in piedi e SLS 'single leg stance' per quella in appoggio sulla gamba destra.

Per approfondimenti riguardo l'esecuzione in Matlab dei file script si veda l'Appendice.

5.1 Quantificare il rumore basale

Per quantificare il rumore introdotto dagli elettrodi e dall'amplificatore tutti i soggetti sono stati messi a sedere con la gamba destra rilassata e poi si è acquisito il segnale EMG, in modo da non avere i muscoli attivi.

Poi è stato calcolato RMS del segnale per ciascun muscolo.

Secondo quanto già detto nel Capitolo 2, Paragrafo 2.1.5.1, l'RMS del segnale deve essere inferiore ai 5 μV altrimenti bisogna ripetere la prova, cercando di fissare meglio gli elettrodi.

Noi abbiamo ottenuti valori tutti inferiori ai 2.5 μV con una media per l'ABD di 1.84 μV , per il PER 1.58 μV e per il TIB di 1.22 μV , vedi grafico in Fig. 5.1.

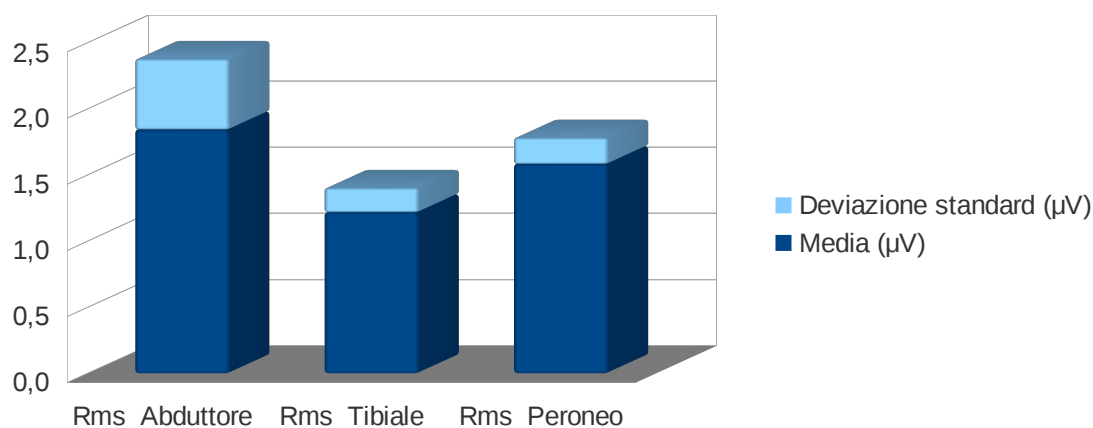


Fig. 5.1. Rappresentazione del rumore basale di ogni gruppo muscolare, media e deviazione standard per tutti i soggetti esaminati.

5.2 Variabilità della postura eretta e difficoltà posturale in SLS

Analizzando lo stesso grafico di Fig. 5.1, ma in posizione DLS si può notare come in questo caso sia maggiore la deviazione standard, Fig. 5.2, (cioè, in un certo senso, la variabilità tra i soggetti) nonostante tutti i partecipanti siano perfettamente in grado di restare in tale posizione e per di più mantenendo fra di loro la stessa velocità media di escursione del COP (velocità media di 0.65 cm/s con deviazione standard di soli 0.027 cm/s).

A seconda delle abitudini posturali della persona e grazie alla ridondanza dell'apparato muscolare umano, la postura eretta può essere raggiunta, con la stessa stabilità, attivando muscoli diversi, ecco perchè abbiamo ottenuto una grande deviazione standard per ogni gruppo muscolare da noi esaminato e una stessa velocità media.

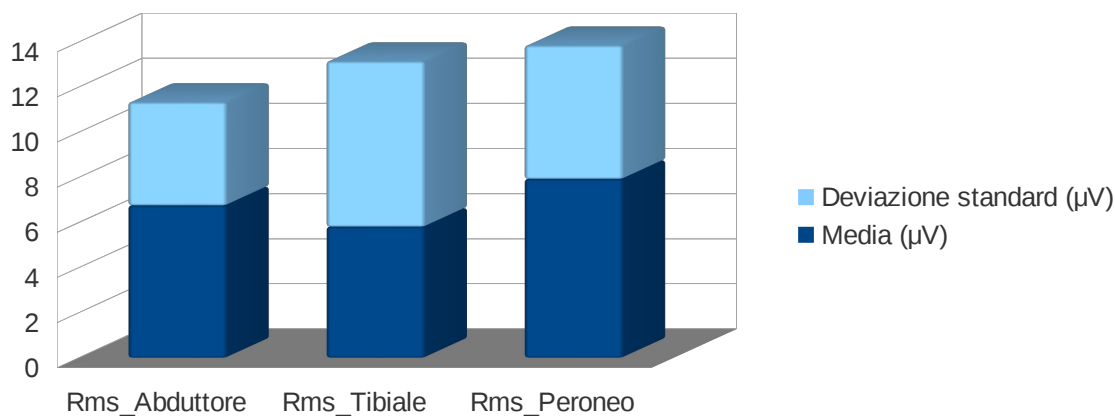


Fig. 5.2. Rappresentazione della media e deviazione standard del RMS di ogni gruppo muscolare in posizione DLS per tutti i soggetti esaminati.

Nella posizione SLS, posturalmente più difficile (velocità media 2.61 cm/s ; deviazione standard 0.227 cm/s), le differenze intersoggettive aumentano.

A conferma di quanto detto è riportato in Fig. 3 il grafico relativo alla media e deviazione standard della velocità media del COP sia in posizione eretta, DLS, che in appoggio su una sola gamba, SLS.

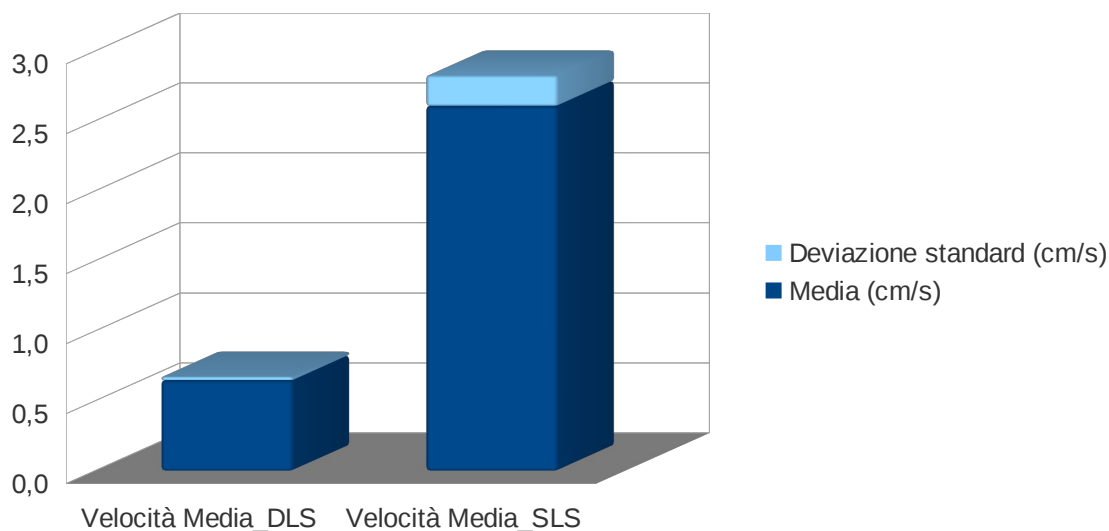


Fig. 5.3. Media e deviazione standard della velocità media del COP sia in DLS che in SLS.

5.3 Qualità del segnale EMG acquisito

Per sapere se il protocollo d'acquisizione è stato ben eseguito abbiamo valutato il segnale sia nel dominio dei tempi (cioè così come viene acquisito dal pocket_emg della BTS), sia nel dominio delle frequenze (grazie alla funzione Fast Fourier Transform presente nel software Matlab, 'fft'). Nel seguito esamineremo solo la posizione in appoggio sulla gamba destra, SLS, per evidenziare la relazione COP-EMG nel piano frontale.

5.3.1 Analisi nel dominio dei tempi del EMG grezzo

L'analisi del segnale grezzo consente di vedere se ci sono forti anomalie dovute a rumore, movimento degli elettrodi o altri artefatti non eliminabili con il filtraggio passabanda 10-500Hz applicato.

In Fig. 5.4 si può appunto vedere come la linea basale dei segnali EMG sia ben distinguibile dalle zone di attivazione muscolare ed inoltre si può notare come non ci

siano picchi sproporzionati fra di loro. Viene visualizzata sempre la parte centrale dell'esperimento, cioè tra i 10 e 20 secondi e il COP_ML è centrato rispetto alla propria media con segno positivo se lo spostamento è mediale, viceversa se laterale.

Già si può notare come l'abduktore dell'alluce, il peroneo lungo e il COP mediale siano simili tra loro, mentre il tibiale anteriore sia simile al COP laterale.

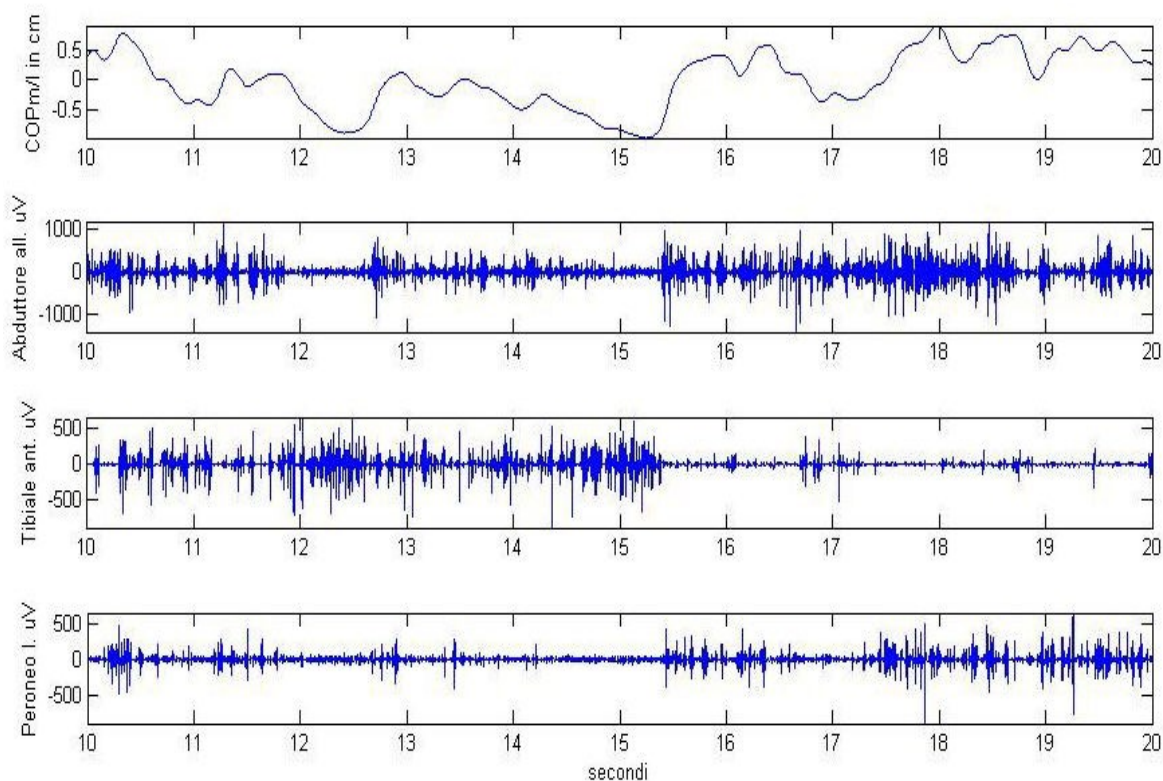


Fig. 5.4. In alto l'andamento del DCOP_ML con segno positivo se spostamento mediale, negativo se laterale. Scendendo gli ultimi tre grafici in figura rappresentano rispettivamente il segnale grezzo EMG dell' ABD, TIB e PER. Dati presi da un campione tra i soggetti esaminati.

La stessa analisi può essere fatta rispetto al COP_AP, ma risulta, in accordo con quanto già detto nel Capitolo 3, Paragrafo 3.2.1, che è il meccanismo d'anca a regolare l'equilibrio nel piano sagittale e non i muscoli della gamba e del piede (meccanismo di caviglia).

5.3.2 Analisi nel dominio delle frequenze

L'analisi in frequenza per il segnale EMG consente, tra le altre cose, di capire se è stato acquisito il segnale caratteristico sEMG, privo di artefatti e/o rumore, come si può vedere in Fig. 5.5 [45].

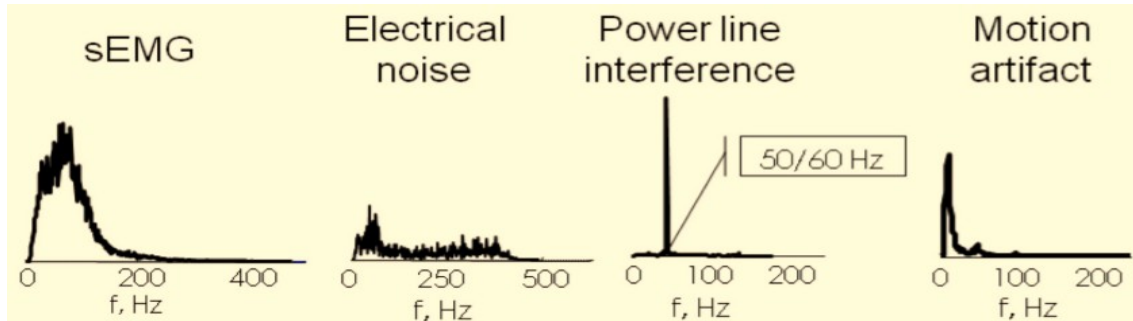


Fig. 5.5. Spettro di potenza del segnale EMG e dei principali disturbi che possono essere presenti nel segnale. Dal punto di vista qualitativo la forma dello spettro EMG puro è completamente diversa da quella del rumore di fondo, dell'interferenza di rete e degli artefatti da movimento dei fili o della persona. Fonte: [45].

Lo spettro del segnale EMG è a forma di campana, inizia a circa 10 Hz, ha un massimo a circa 80 Hz e va esaurendosi oltre i 200- 250 Hz. Il grosso dello spettro sta tra i 30 ed i 150 Hz. Abbiamo applicato la trasformata di Fourier al nostro segnale grazie alla funzione 'fft' di Matlab prima e dopo il filtraggio digitale passabanda, ottenendo i seguenti grafici per ogni muscolo esaminato, Fig. 5.6_A-C.

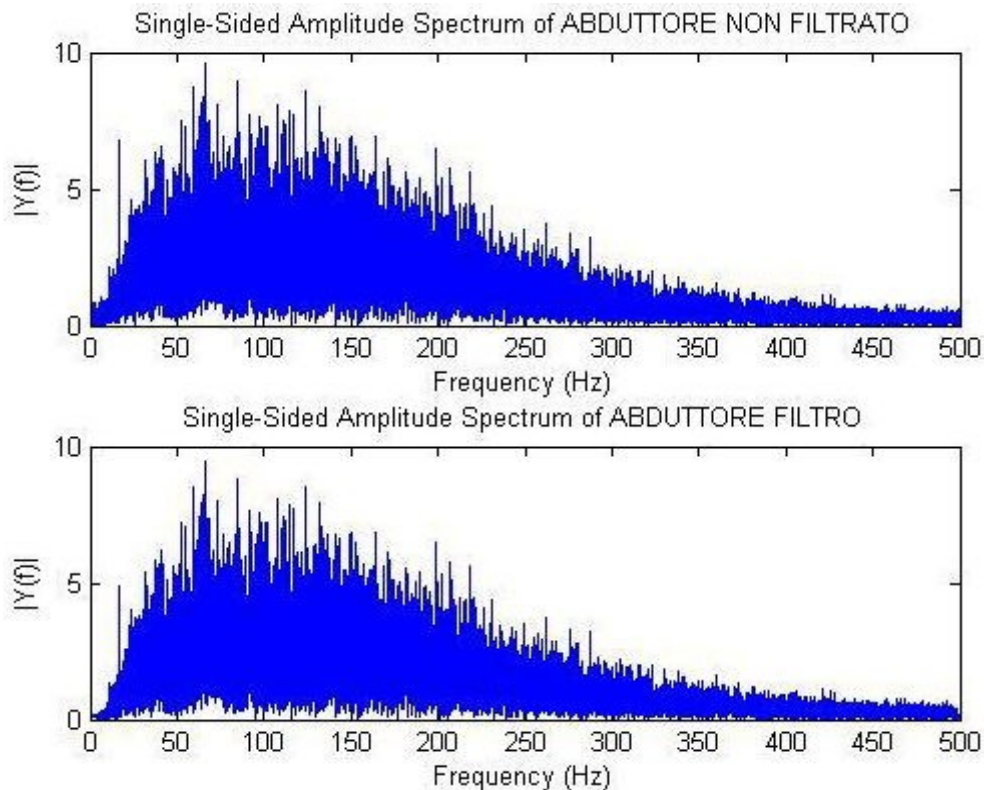


Fig. 5.6_A. Spettro di potenza del segnale EMG dell'ABD di un campione prima e dopo il filtraggio.

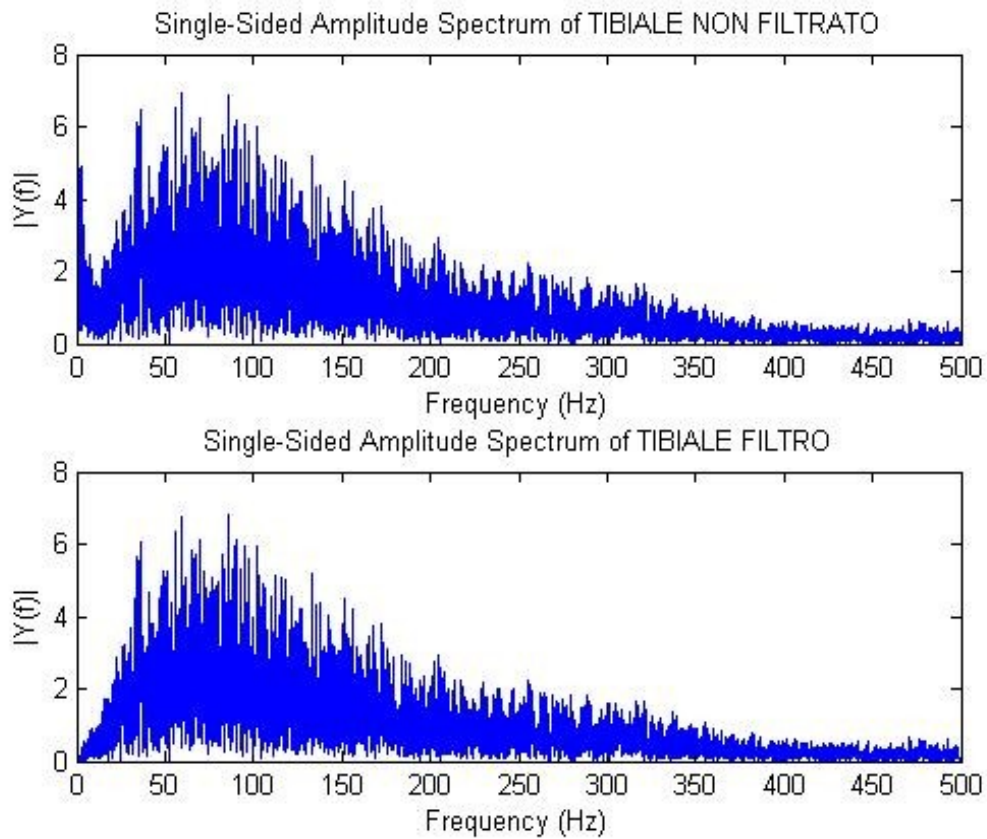


Fig. 5.6_B. Spettro di potenza del segnale EMG del TIB di un campione prima e dopo il filtraggio.

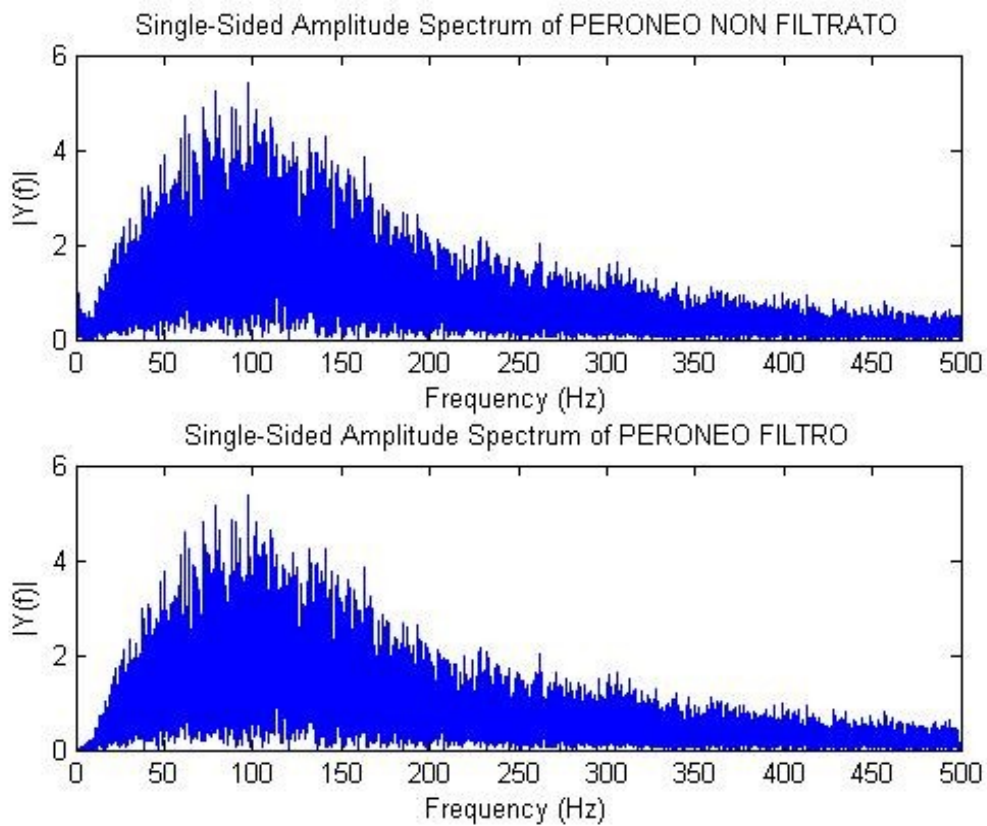


Fig. 5.6_C. Spettro di potenza del segnale EMG del PER di un campione prima e dopo il filtraggio.

Nella Fig. 6_B si può notare come siano stati eliminati con il filtraggio gli artefatti a basse frequenze non propri del segnale EMG.

5.4 Inviluppo del segnale EMG

Il segnale EMG è di natura casuale a causa del fatto che i valori attuali delle unità motorie reclutate cambiano costantemente all'interno del diametro di unità motorie disponibili e la sovrapposizione dei loro potenziali d'azione è arbitraria. Ciò comporta il fatto che un'attivazione dell'EMG grezzo non può essere riprodotto una seconda volta per la sua forma precisa. Per affrontare questo problema, la parte non riproducibile del segnale è minimizzata applicando algoritmi digitali di integrazione o filtri passa-basso che delineano la tendenza media di sviluppo del segnale. I picchi di ampiezza ripidi sono tagliati via, il segnale riceve un'involuppo lineare, come se fosse stato integrato (vedi Capitolo 2, Paragrafo 2.1.11).

Perciò per confrontare il segnale elettromiografico, EMG, col centro di pressione del corpo, COP, è necessario applicare un ulteriore filtraggio al segnale EMG, dopo averlo rettificato.

Noi abbiamo utilizzato il 'RMS EMG' per l'integrazione del segnale, tale algoritmo applica la funzione Rect (finestra mobile), opera quindi nel dominio dei tempi. Ricordiamo che maggiore è la finestra di tempo, maggiore è il rischio di una variazione di fase nelle contrazioni, in particolare è anticipata l'attivazione del muscolo rispetto al dato reale (vedi Capitolo 2, Paragrafo 2.1.11).

Il 'RMS EMG' è diverso dal classico filtraggio passa basso di Butterworth che agisce nel dominio delle frequenze, ma ha lo stesso scopo, infatti la trasformata nel dominio delle frequenze della funzione Rect è la funzione Sinc, con una frequenza di oscillazione pari all'inverso della finestra temporale adottata per la Rect.

Nel caso si prendesse una finestra temporale maggiore ci sarebbe il rischio di filtrare frequenze troppo piccole e allargare perciò il periodo di attività muscolare [45], vedi Fig. 5.7.

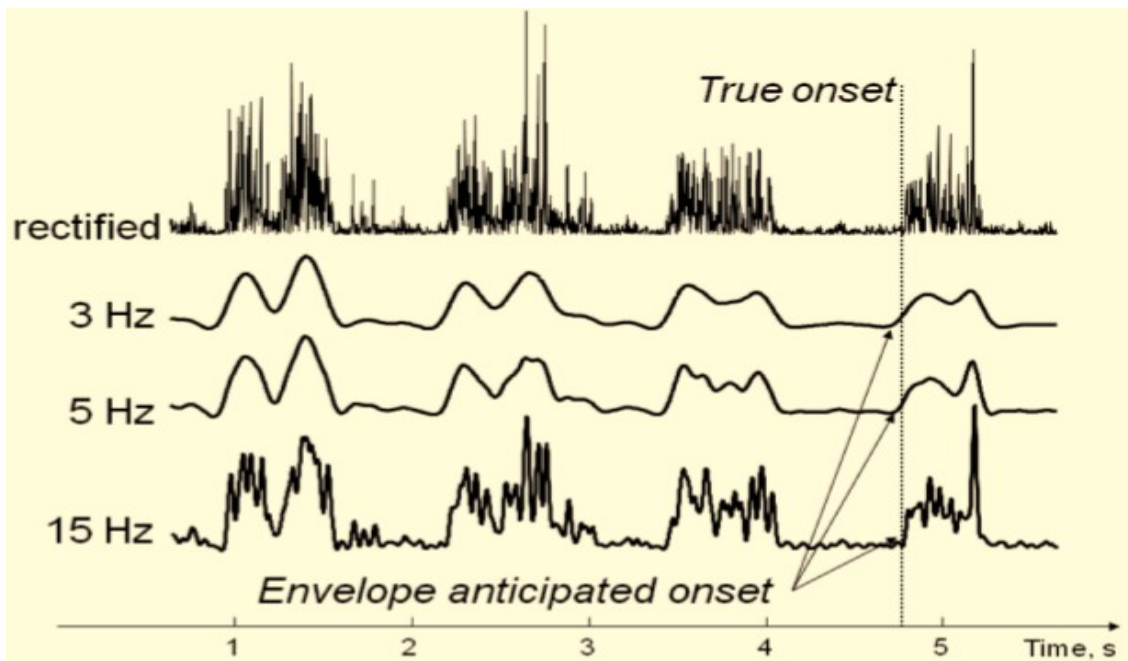


Fig. 5.7. Effetto anticipatore del filtraggio passa-basso sull'inizio dell'attivazione muscolare nell'inviluppo. Fonte: [45].

Come paradosso, per capirci, se prendessi una finestra pari al tempo di visualizzazione (10 secondi) otterrei un numero pari alla media del segnale EMG rettificato in quel periodo.

Per questo motivo abbiamo utilizzato lo stesso algoritmo, ma con finestra mobile diversa, a seconda dello scopo voluto.

Nel caso di un'analisi dal punto di vista qualitativo abbiamo applicato tale algoritmo sui dati grezzi con una finestra mobile di 400 ms, ottenendo il grafico di Fig. 5.8, in cui si può subito notare come è più intuitivo il confronto fra il COP_ML e il segnale EMG, uno degli obiettivi di questa tesi.

Successivamente nel caso di analisi quantitative, per non incorrere nel rischio di un anticipo del segnale EMG, abbiamo utilizzato una finestra minore pari a 50 ms, che corrisponde all'incirca al filtraggio butterworth passa basso di 20 Hz utilizzato da Sozzi et al., 2013 [13].

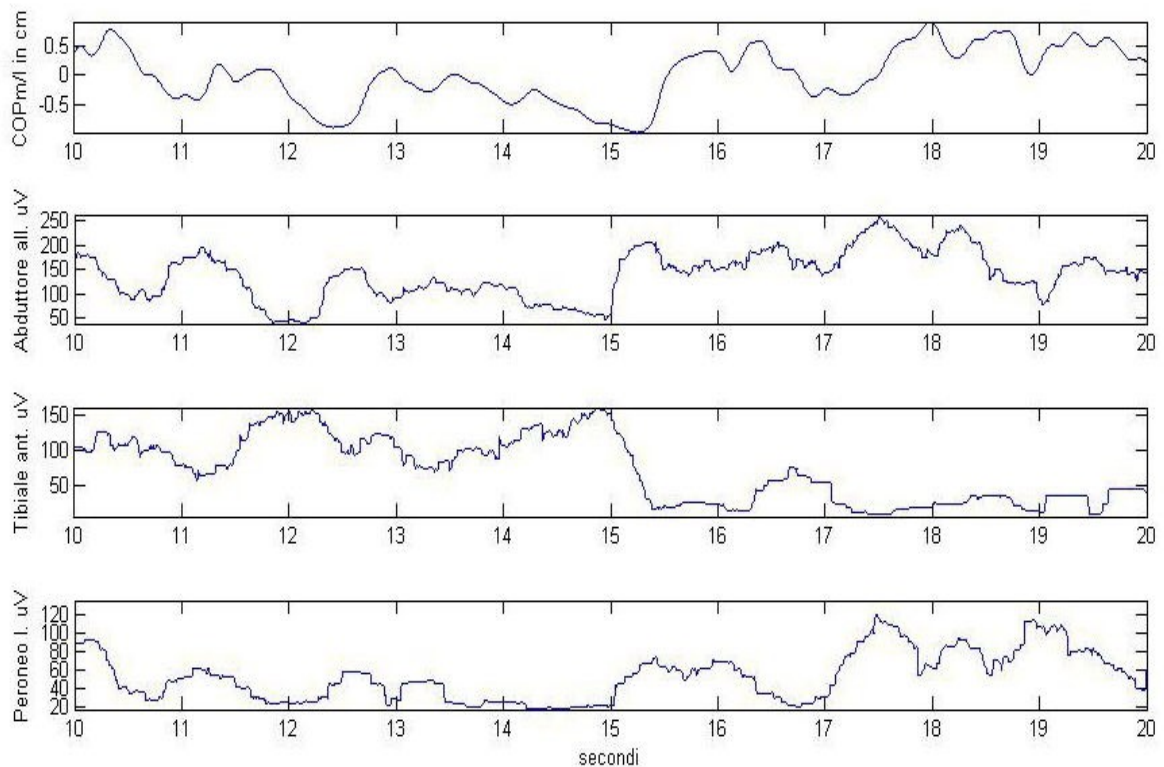


Fig. 5.8. In alto l'andamento del DCOP_{ML} con segno positivo se spostamento mediale, negativo se laterale. Gli ultimi tre grafici in figura rappresentano rispettivamente l'involuppo a 400 ms del segnale EMG dell' ABD, TIB e PER. E' lo stesso soggetto rappresentato in Fig. 5.4.

5.5 *Relazione tra COP e EMG*

Dopo aver eseguito l'involuppo lineare non rimane che sottocampionare quest'ultimi dati EMG per riportarli a quelli del COP. Ora siamo veramente pronti a confrontare i dati del COP medio-laterale con quelli dell'EMG.

Per prima cosa analizziamo questa relazione dal punto di vista qualitativo, successivamente, grazie alla funzione di cross-correlazione, anche dal punto di vista quantitativo.

5.5.1 Valutazione qualitativa della relazione COP-EMG

La valutazione qualitativa può essere rappresentata graficamente sovrapponendo virtualmente i segnali elettromiografici con quelli dello spostamento del centro di pressione.

Ricordiamo che in questa fase il segnale ha subito un involuppo con finestra di 400 ms (vedi Paragrafo 5.4).

Per definire l'attivazione del segnale EMG è stato sviluppato un algoritmo 'On_Off' che ad ogni istante sottrae al valore corrente la media calcolata su una finestra temporale precedente di 300 millisecondi. Se il risultato che si ottiene è maggiore del rumore basale (circa $2\mu\text{V}$) allora si considera il muscolo attivo (verde in Fig. 5.9 che viene sovrapposto all'andamento del COP_ML, viceversa per il rosso).

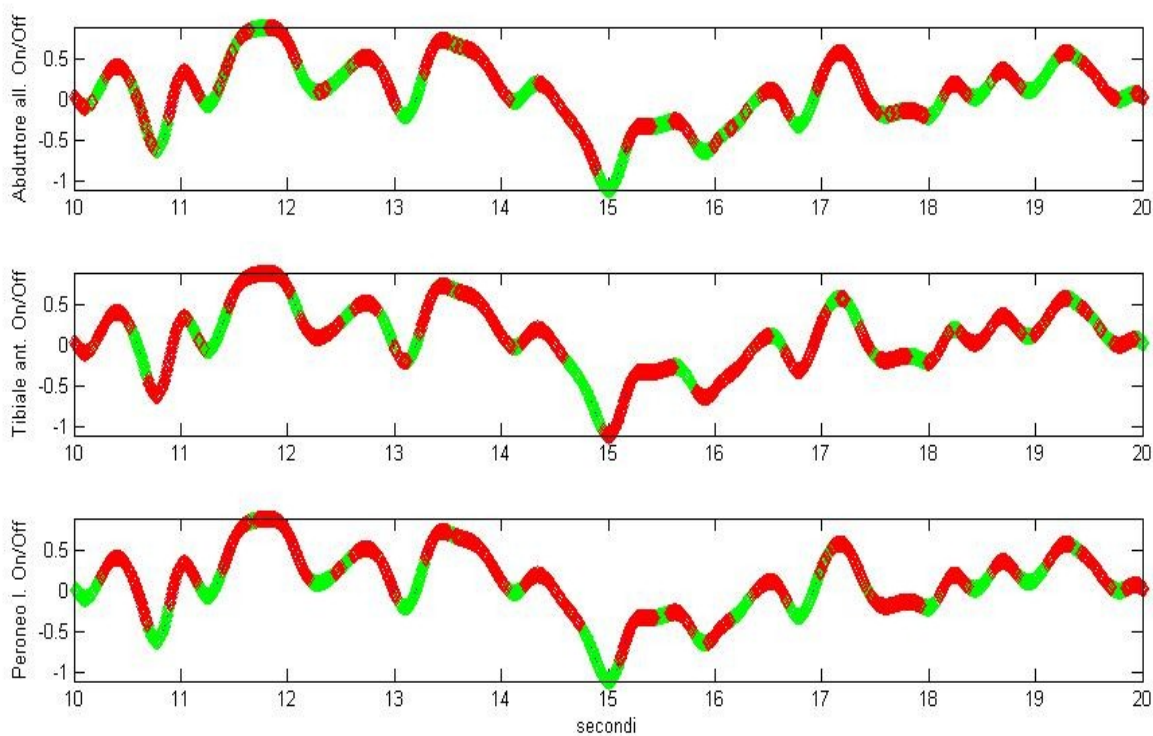


Fig. 5.9. Sovrapposizione al COP_ML dei segnali EMG rispettivamente di Abd, Tib e Per, modificati con l'algoritmo 'On_Off'. Dati presi da un campione tra i soggetti esaminati.

Si può vedere l'attivazione di PER e ABD in certi tratti ascendenti del COP_ML, viceversa l'attivazione del TIB in certi tratti discendenti del COP_ML.

5.5.2 Valutazione quantitativa della relazione COP-EMG

Per l'analisi quantitativa della relazione COP-EMG utilizziamo la funzione di cross-correlazione.

Così abbiamo la possibilità di identificare il tempo (lag) che intercorre tra l'attivazione muscolare e il relativo cambiamento del COP_ML (vedi Capitolo 4, Paragrafo 4.4.3).

Entrambi questi dati, se ottenuti da procedure standard e ripetibili, possono essere molto utili dal punto di vista clinico nella riabilitazione neuromuscolare.

Come già detto nel Paragrafo 4.4.3 noi visualizzeremo la funzione di C-C solo all'interno di una finestra temporale di mezzo secondo, 0.5s e i valori ottenuti di C-C saranno classificati come segue: piccola $\pm 0.1-0.3$, moderata $\pm 0.3-0.5$, e forte $\pm 0.5-1.0$ [42].

Ricordiamo che in questa fase il segnale ha subito l'involuppo con una finestra di 50 ms (vedi Paragrafo 5.4).

In Fig. 5.10 è rappresentata la funzione di C-C tra COP_ML ed EMG per un soggetto all'interno della finestra temporale fisiologica. In ordinata (Y) è espresso il coefficiente C-C, mentre in ascissa (X) l'anticipo dell'EMG in secondi.

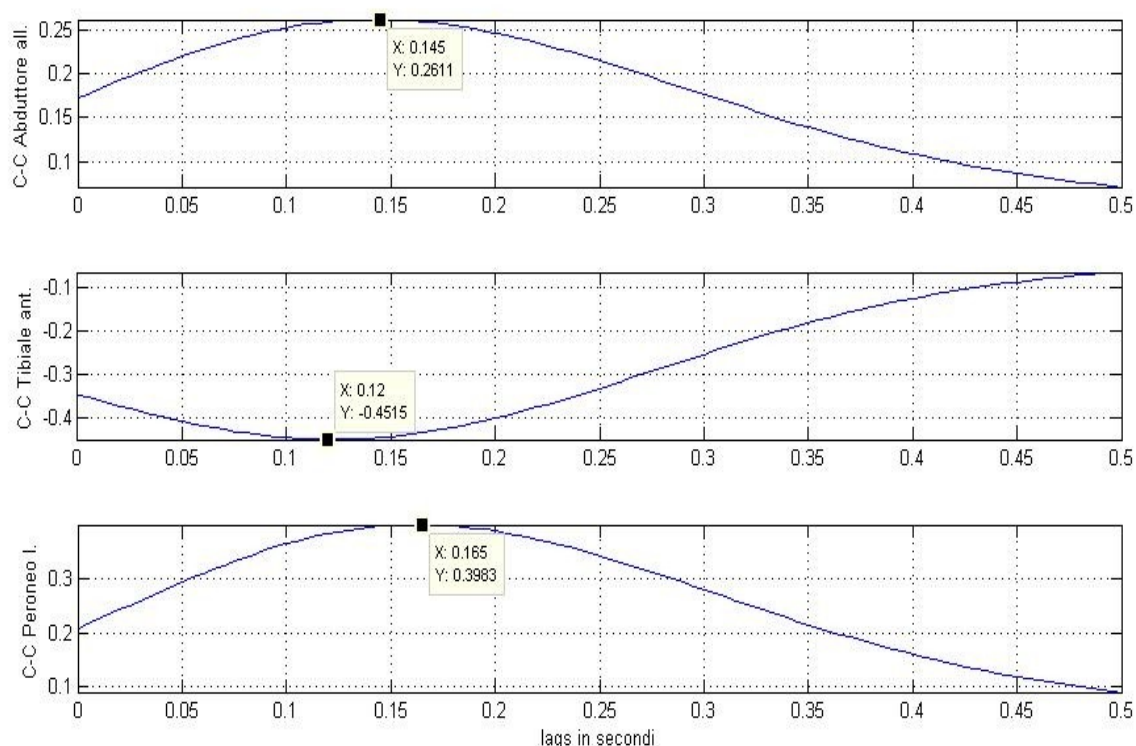


Fig. 5.10. Funzione di cross-correlazione rispettivamente per l'abductore dell'alluce, il tibiale anteriore e il peroneo lungo. Dati presi da un campione tra i soggetti esaminati.

Come ci aspettavamo abbiamo ottenuto coefficienti positivi per ABD e PER, mentre coefficienti negativi per il TIB, in quanto i primi due sono eversori perciò ad uno spostamento mediale del COP_ML, positivo, rispondono, generalmente, con un'attivazione muscolare, viceversa l'attivazione del TIB, essendo inversore, avviene con uno spostamento laterale del COP_ML, negativo.

Abbiamo riassunto i dati dei soggetti esaminati nel grafico in Fig. 5.11, in cui per ogni muscolo è stato calcolato il coefficiente di C-C massimo nella finestra di osservazione di 500 ms, ne è poi stata calcolata la media e la sua deviazione standard tra i diversi soggetti esaminati.

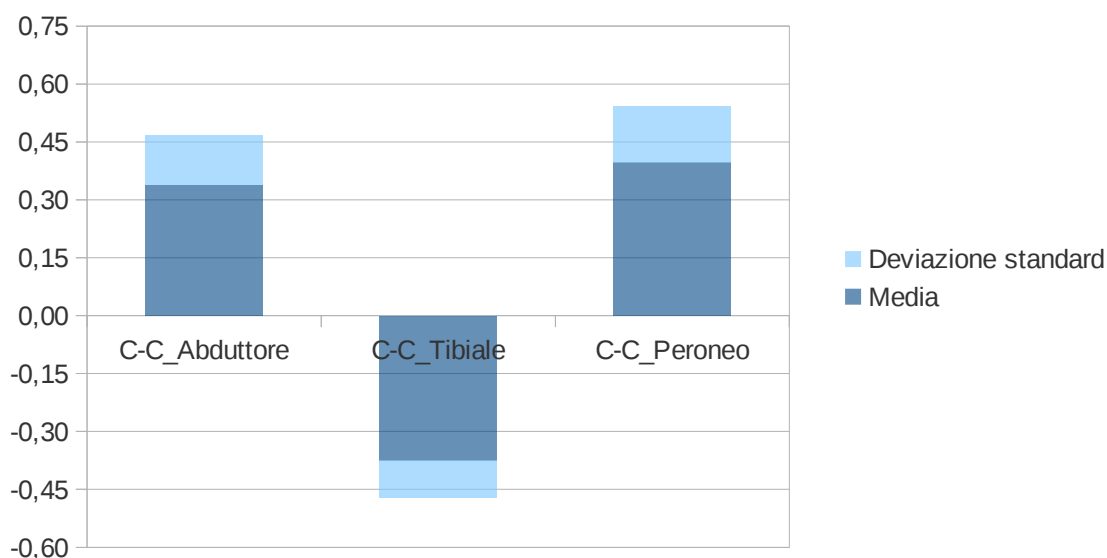


Fig. 5.11. Coefficienti medi e deviazione standard calcolati rispetto al massimo della funzione di C-C all'interno della finestra di osservazione, rispettivamente per ABD, TIB e PER.

Per tutti e tre i muscoli sotto esame abbiamo riscontrato una correlazione moderata (\pm 0.3-0.5), in particolare un coefficiente C-C medio di **0.40** con std 0.147 per il Peroneo lungo; C-C medio di **-0.38** con std di 0.096 per il Tibiale anteriore; C-C medio di **0.34** con std 0.129 per l'Abduttore dell'alluce.

Confrontando i dati con gli articoli in letteratura analizzati nel Capitolo 3, abbiamo dei coefficienti lievemente superiori rispetto a Sozzi et al., 2013 [13] che aveva esaminato con elettrodi superficiali i muscoli PER e TIB in posizione tandem, mentre abbiamo coefficienti inferiori rispetto a Kelly et al., 2012 [15] che aveva confrontato con elettrodi ad ago i muscoli intrinseci del piede, tra cui ABD, (con maggiore precisione quindi, minor cross-talk) in posizione SLS, come nel nostro esperimento.

Estrapolando l'altro dato fornito dalla funzione di C-C, cioè lo sfasamento temporale tra

i due segnali a confronto, possiamo capire, in un certo senso, l'efficienza neuromuscolare del sistema di regolazione dell'equilibrio del corpo.

In Fig. 5.12, per ogni muscolo, è stato calcolato il ritardo temporale (lag) nel massimo della funzione di C-C all'interno della finestra di osservazione di 500 ms, ne è poi stata calcolata la media e la sua deviazione standard tra i diversi soggetti esaminati, così da ottenere il seguente grafico:

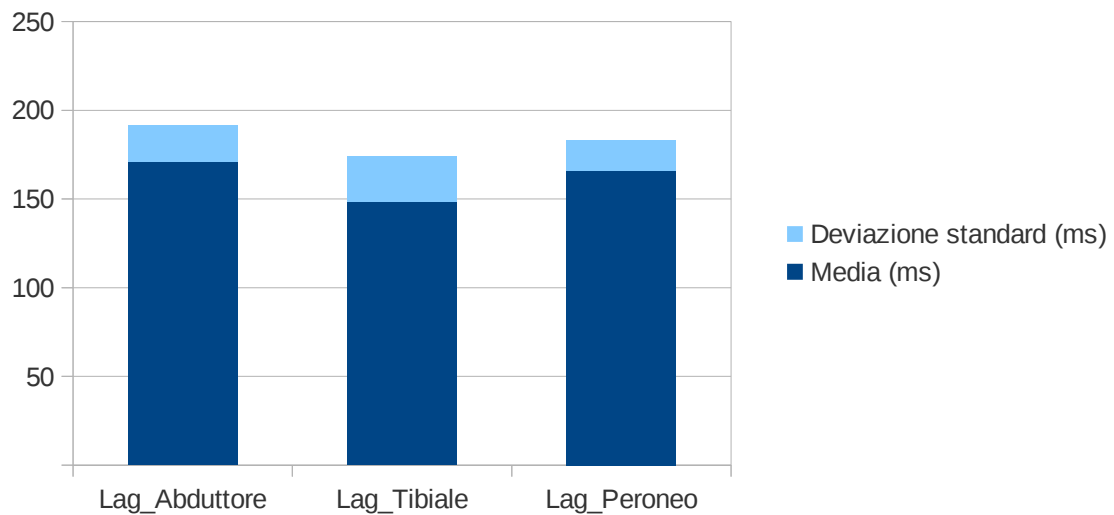


Fig. 5.12. Anticipi medi e deviazione standard calcolati nel massimo della funzione di C-C all'interno della finestra di osservazione, rispettivamente per ABD, TIB e PER.

Ovviamente tutti i muscoli precedono lo spostamento del COP_ML essendo questo una diretta conseguenza della loro attivazione.

Anche se di pochissimo il primo ad attivarsi è risultato l'Abduttore dell'alluce con un anticipo medio di 171 ms e std di 20.6 ms, segue il Peroneo lungo con un anticipo medio di 166 ms e std di 17.0 ms, ultimo il Tibiale anteriore con un anticipo medio di 149 ms e std di 25.3 ms.

Il lag temporale è simile a quello ottenuto da Sozzi et al., 2013 [13] per i muscoli TIB e PER in posizione tandem (TIB: 156 ms; PER: 189 ms).

5.6 *Limitazioni del protocollo adottato*

Più muscoli e gruppi muscolari rispetto a quelli registrati in questo studio possono influenzare la posizione SLS rispetto a quelli da noi registrati.

Importante da sottolineare che nella guida SIAMOC è indicato l'uso di elettrodi superficiali con diametro conduttivo (Ag/AgCl) di massimo 4mm per i muscoli intrinseci del piede, abduktore dell'alluce compreso.

Questo diametro è circa la metà rispetto a quello degli elettrodi della Arbo da noi usati e reperibili nel 'Laboratorio di Ingegneria Biomedica' (vedi Capitolo 4, Paragrafo 4.5.2).

A causa delle dimensioni inferiori del muscolo è necessario per non incorrere ad un alto rischio di cross-talk rispettare tale linea guida ([46]).

Nel nostro lavoro, infatti, l'ABD è risultato avere un'attività nell'EMG grezzo (vedi Fig. 4) attorno a 1 mV come picco massimo, circa il doppio rispetto a quella del TIB e PER (0.5 mV). Inoltre anche lo spessore della linea basale risulta maggiore rispetto gli altri.

Comunque sia il rischio di aver coinvolto i muscoli vicini all'ABD (cross-talk) non è in questo caso così grave, in quanto l'azione di questi muscoli durante l'appoggio su una gamba, SLS, è simile a quella dell'ABD, per questo motivo in Fig. 5.4 abbiamo un'attività basale più ampia con dei picchi maggiori che corrispondono proprio all'eventuale somministrazione dei diversi muscoli intrinseci del piede.

Infatti dall'indagine più accurata effettuata da Kelly et al., 2012 [15] con elettrodi ad ago (vedi Capitolo 3, Paragrafo 3.5) risulta che sia il flessore accessorio o quadrato plantare (QP) che il flessore breve delle dita (FDB) abbiano la stessa correlazione, anche se minore rispetto all'abduktore dell'alluce.

Dunque il risultato quantitativo da noi ottenuto per l'ABD deve essere preso con la consapevolezza di una possibile contaminazione dovuta al rischio di cross-talk, anche se tali muscoli vicini non risultano almeno essere antagonisti fra di loro.

Inoltre le differenze tra i soggetti sono un'importante fonte di variabilità e anche le piccole differenze dell'anatomia del piede possono produrre grande variabilità nel controllo dell'equilibrio. Questa non è una sorpresa, dal momento che già la posizione eretta è intrinsecamente variabile, DLS (vedi Paragrafo 5.2; [30]; [31]; [32]).

CONCLUSIONE

In questo lavoro di tesi sono stati presi in considerazione diversi aspetti teorici necessari per comprendere il fenomeno di nostro interesse da un punto di vista globale.

Prima di tutto sono stati studiati i muscoli dell'arto inferiore dal punto di vista funzionale, per poi capire con l'aiuto delle opere in letteratura quali siano i muscoli maggiormente coinvolti nel controllo dell'equilibrio lungo il piano frontale.

Inoltre grazie agli articoli presenti in letteratura si è anche preso conoscenza di quali siano i movimenti/condizioni che rendono critico l'equilibrio sempre lungo il piano medio-laterale.

Successivamente è stato necessario acquisire le conoscenze di base relative all'uso dell'elettromiografia di superficie e alle tecniche di registrazione del movimento mediante l'uso della pedana di forza.

Tali competenze sono state necessarie al fine di sviluppare un protocollo di sperimentazione il più possibile immune ad errori. L'importanza di seguire un protocollo nell'acquisizione di dati biomeccanici è di vitale importanza, l'esame non dipende così dall'esecutore e dal luogo in cui viene effettuato perciò può essere ripetibile e utile in ambito clinico.

La mancanza della diffusione di queste tecnologie in clinica sta proprio nel fatto di non avere ancora dei protocolli standard per l'acquisizione e l'elaborazione dei dati. Non che non ci abbia pensato nessuno, ma la variabilità del corpo umano e la difficile ripetibilità esatta dell'esame sono i due punti che ostacolano maggiormente tale sviluppo.

Ad esempio, nel panorama italiano non esiste una modalità comune di posizionamento degli elettrodi di superficie, possono esistere linee guida prodotte da diversi clinici (SIAMOC promuove questi corsi per protocolli a minor rischio di crosstalk), ma non esiste una guida universale da rispettare (per il protocollo di posizionamento da noi usato vedi Capitolo 4, Paragrafo 4.3.2).

Relativamente alla validazione dei risultati da noi ottenuti, si può dire che i coefficienti di correlazione e i ritardi temporali tra attivazione muscolare dell'abduktore dell'alluce, del tibiale anteriore e del peroneo lungo da noi ottenuti sono confrontabili con quelli trovati in letteratura, tenendo comunque presente delle differenze dovute alla diversa tipologia di protocollo seguito tra di loro.

In ambito riabilitativo è molto importante conoscere l'anatomia, la fisiologia umana e avere competenze relative alla strumentazione biomedica necessaria.

La corretta azione dei muscoli dell'arto inferiore durante l'equilibrio su una sola gamba può essere difficile da completare per determinati tipi di soggetti con particolari patologie e problemi di cadute, non era ovviamente il nostro caso essendo i 4 soggetti esaminati giovani e sani.

Tuttavia prima di individuare e capire quali siano le cause e i problemi nell'attivazione muscolare in pazienti patologici è necessario uno studio attento su pazienti sani, in modo da avere un quadro generale sul normale funzionamento del fenomeno.

Successivamente a questo si potrà passare allo studio sui pazienti che necessitano di riabilitazione per capire cosa in loro, a livello di sistema nervoso e muscolare sia cambiato, in seguito ad una malattia e come poterli aiutare per tornare ad avere piene funzionalità.

APPENDICE

File script per l'analisi a sedere del rumore basale.

Paragrafo 5.1 .

```
clear all
close all
clc
load EMGDATAsedereSOGGETTOx
load PLATDATAsedereSOGGETTOx

%Abduttore alluce
emg_ABDUTTORE=EMGDATAsedereSOGGETTOx(1, :).*1000000; %visualizzo in
microVolt(uV)
abs_ABDUTTORE=abs(emg_ABDUTTORE);
rms_ABD=sqrt(mean(abs_ABDUTTORE.^2)) %RMS deve essere inferiore ai 5uV

%Tibiale anteriore
emg_TIBIALE=EMGDATAsedereSOGGETTOx(2, :).*1000000;
abs_TIBIALE=abs(emg_TIBIALE);
rms_TIB=sqrt(mean(abs_TIBIALE.^2))

%Peroneo lungo
emg_PERONEO=EMGDATAsedereSOGGETTOx(3, :).*1000000;
abs_PERONEO=abs(emg_PERONEO);
rms_PER=sqrt(mean(abs_PERONEO.^2))
```

File script in stazione eretta e in appoggio su una gamba per l'analisi della variabilità della postura eretta e della qualità del segnale: analisi armonica e dati grezzi EMG.

Paragrafo 5.2 ; 5.3 (5.3.1 ; 5.3.2).

```
clear all
close all
clc
load EMGDATA_DLS/SLSgrezzi_SOGGETTOx
load PLATDATA_DLS/SLSgrezzi_SOGGETTOx

%%%%%%%%%_____elaborazione EMG e analisi armonica:_____%%%%%%%%%

%Abduttore dell'alluce
emg_ABDUTTORE=EMGDATA_DLS/SLSgrezzi_SOGGETTOx(1, :).*1000000;
%visualizzo in microVolt
freq_emg=1000; % 1KHz
T2=1/freq_emg;
wn=[10 499]/(freq_emg/2); %normalizzo rispetto meta fc(cioè 500Hz)
[B,A] = BUTTER(1,wn, 'bandpass'); %elimino basse frequenze(continua) e
le frequenze limite al campionamento
emg_ABDUTTOREff=filtfilt(B,A,emg_ABDUTTORE);
```

```

L=length(emg_ABDUTTOREff);
NFFT = 2^nextpow2(L);
Y = fft(emg_ABDUTTORE,NFFT)/L;
f = freq_emg/2*linspace(0,1,NFFT/2+1);
figure(10)
subplot(2,1,1)
plot(f,2*abs(Y(1:NFFT/2+1))) %spettro prima del filtraggio
title('Single-Sided Amplitude Spectrum of ABDUTTORE NON FILTRATO')
xlabel('Frequency (Hz)')
ylabel('|Y(f)|')
Yff = fft(emg_ABDUTTOREff,NFFT)/L;
subplot(2,1,2)
plot(f,2*abs(Yff(1:NFFT/2+1))) %spettro dopo il filtraggio
title('Single-Sided Amplitude Spectrum of ABDUTTORE FILTRO')
xlabel('Frequency (Hz)')
ylabel('|Y(f)|')

```

%Tibiale anteriore

```

emg_TIBIALE=EMGDATA_DLS/SLSgrezzi_SOGGETTOx(2,:).*1000000;
emg_TIBIALEff=filtfilt(B,A,emg_TIBIALE);

```

```

L=length(emg_TIBIALEff);
NFFT = 2^nextpow2(L);
Y = fft(emg_TIBIALE,NFFT)/L;
f = freq_emg/2*linspace(0,1,NFFT/2+1);
figure(11)
subplot(2,1,1)
plot(f,2*abs(Y(1:NFFT/2+1)))
title('Single-Sided Amplitude Spectrum of TIBIALE NON FILTRATO')
xlabel('Frequency (Hz)')
ylabel('|Y(f)|')
Yff = fft(emg_TIBIALEff,NFFT)/L;
subplot(2,1,2)
plot(f,2*abs(Yff(1:NFFT/2+1)))
title('Single-Sided Amplitude Spectrum of TIBIALE FILTRO')
xlabel('Frequency (Hz)')
ylabel('|Y(f)|')

```

%Peroneo lungo

```

emg_PERONEO=EMGDATA_DLS/SLSgrezzi_SOGGETTOx(3,:).*1000000;
emg_PERONEOeff=filtfilt(B,A,emg_PERONEO);

```

```

NFFT = 2^nextpow2(L);
Y = fft(emg_PERONEO,NFFT)/L;
f = freq_emg/2*linspace(0,1,NFFT/2+1);
figure(12)
subplot(2,1,1)
plot(f,2*abs(Y(1:NFFT/2+1)))
title('Single-Sided Amplitude Spectrum of PERONEO NON FILTRATO')
xlabel('Frequency (Hz)')
ylabel('|Y(f)|')
Yff = fft(emg_PERONEOeff,NFFT)/L;
subplot(2,1,2)
plot(f,2*abs(Yff(1:NFFT/2+1)))
title('Single-Sided Amplitude Spectrum of PERONEO FILTRO')
xlabel('Frequency (Hz)')
ylabel('|Y(f)|')

```

```

%%%%%%%%%_____elaborazione dati COP:_____%%%%%%%%%

COPxff=PLATDATA_DLS/SLSgrezzi_SOGGETTOx(1, :, 1)*100; %M/L in cm(piede
dx, asse positivo verso mediale)
T=1/FREQUENCY; %freq pedana 200Hz
[C,D]=butter(2,10/(FREQUENCY/2), 'low'); %filtro pedana a 10 Hz per
eliminare rumore alte frequenze
COPx=filtfilt(C,D,COPxff);
COPyff=PLATDATA_DLS/SLSgrezzi_SOGGETTOx(1, :, 2)*100;
COPy=filtfilt(C,D,COPyff);
t=[0:length(COPx)-1]*T;
ML_mean=mean(COPx);
AP_mean=mean(COPy);
DCOP_ML=COPx - ML_mean;
DCOP_AP=COPy - AP_mean;
SP=0; % sway path, lunghezza del percorso (m)
i=1;
for i=1:length(COPx)-1
    SP=SP + sqrt((DCOP_AP(i+1)-DCOP_AP(i)).^2+(DCOP_ML(i+1)-
DCOP_ML(i)).^2);
    i=i+1;
end
MV=SP/max(t) %velocità media (m/s)

%Abduttore dell'alluce
figure(1)
subplot(2,1,1)
plot(t,DCOP_ML)
axis([10 20 min(DCOP_ML(10*FREQUENCY:20*FREQUENCY))
max(DCOP_ML(10*FREQUENCY:20*FREQUENCY))])
ylabel('COPm/l centimetri')
t2=[0:length(emg_ABDUTTORE)-1]*T2;
subplot(2,1,2)
plot(t2,emg_ABDUTTOREff)
axis([10 20 min(emg_ABDUTTOREff(10*freq_emg:20*freq_emg))
max(emg_ABDUTTOREff(10*freq_emg:20*freq_emg))])
xlabel('secondi')
ylabel('Abduttore alluce uV')

%Tibiale anteriore
figure(2)
subplot(2,1,1)
plot(t,-DCOP_ML) %così lo vedo con la forma simile al muscolo
inversore
axis([10 20 min(-DCOP_ML(10*FREQUENCY:20*FREQUENCY)) max(-
DCOP_ML(10*FREQUENCY:20*FREQUENCY))])
ylabel('-COPm/l centimetri')
subplot(2,1,2)
plot(t2,emg_TIBIALEff)
axis([10 20 min(emg_TIBIALEff(10*freq_emg:20*freq_emg))
max(emg_TIBIALEff(10*freq_emg:20*freq_emg))])
xlabel('secondi')
ylabel('Tibiale anteriore uV')

%Peroneo lungo
figure(3)
subplot(2,1,1)
plot(t,DCOP_ML)
axis([10 20 min(DCOP_ML(10*FREQUENCY:20*FREQUENCY))

```

```

max(DCOP_ML(10*FREQUENCY:20*FREQUENCY))]
ylabel('COPm/l centimetri')
subplot(2,1,2)
plot(t2,emg_PERONEOff)
axis([10 20 min(emg_PERONEOff(10*freq_emg:20*freq_emg))
max(emg_PERONEOff(10*freq_emg:20*freq_emg))])
xlabel('secondi')
ylabel('Peroneo lungo uV')

```

riassunto in una figura sul piano frontale

```

figure(4)
subplot(4,1,1)
plot(t,DCOP_ML)
axis([10 20 min(DCOP_ML(10*FREQUENCY:20*FREQUENCY))
max(DCOP_ML(10*FREQUENCY:20*FREQUENCY))]
ylabel('COPm/l in cm')
subplot(4,1,2)
plot(t2,emg_ABDUTTOREff)
axis([10 20 min(emg_ABDUTTOREff(10*freq_emg:20*freq_emg))
max(emg_ABDUTTOREff(10*freq_emg:20*freq_emg))])
ylabel('Abduttore all. uV')
subplot(4,1,3)
plot(t2,emg_TIBIALEff)
axis([10 20 min(emg_TIBIALEff(10*freq_emg:20*freq_emg))
max(emg_TIBIALEff(10*freq_emg:20*freq_emg))])
ylabel('Tibiale ant. uV')
subplot(4,1,4)
plot(t2,emg_PERONEOff)
axis([10 20 min(emg_PERONEOff(10*freq_emg:20*freq_emg))
max(emg_PERONEOff(10*freq_emg:20*freq_emg))])
xlabel('secondi')
ylabel('Peroneo l. uV')

```

File script per analisi quantitativa e qualitativa in appoggio su una gamba: involuppo del segnale con analisi EMG_On/Off e funzione di cross-correlazione.

Paragrafo 5.4 ; 5.5 (5.5.1 ; 5.5.2).

```

clear all
close all
clc
load EMGDATA_SLSinviluppo_SOGGETTOx
load PLATDATA_SLSinviluppo_SOGGETTOx

```

elaborazione EMG:

```

%Abduttore dell'alluce
emg_ABDUTTORE=EMGDATA_SLSinviluppo_SOGGETTOx(1,:).*1000000;
%visualizzo in microVolt
freq_emg=1000; % 1KHz
T2=1/freq_emg;
Wn=[10 499]/(freq_emg/2); %normalizzo rispetto meta fc(cioè 500Hz)
[B,A] = BUTTER(1,Wn,'bandpass'); %elimino basse frequenze(continua) e
le frequenze limite al campionamento

```

```

emg_ABDUTTOREff=filtfilt(B,A,emg_ABDUTTORE);
abs_ABDUTTORE=abs(emg_ABDUTTOREff);

%Tibiale anteriore
emg_TIBIALE=EMGDATA_SLSinviluppo_SOGGETTOx(2,:).*1000000;
emg_TIBIALEff=filtfilt(B,A,emg_TIBIALE);
abs_TIBIALE=abs(emg_TIBIALEff);

%Peroneo lungo
emg_PERONEO=EMGDATA_SLSinviluppo_SOGGETTOx(3,:).*1000000;
emg_PERONEOff=filtfilt(B,A,emg_PERONEO);
abs_PERONEO=abs(emg_PERONEOff);

%%%%%%%%%_____elaborazione dati COP:_____%%%%%%%%%

COPxff=PLATDATA_SLSinviluppo_SOGGETTOx(1,:,1)*100; %piano frontale M/L
in cm(piede dx, asse positivo verso mediale)
T=1/FREQUENCY; %freq pedana 200Hz
[C,D]=butter(2,10/(FREQUENCY/2),'low'); %filtro pedana per eliminare
rumore alte frequenze
COPx=filtfilt(C,D,COPxff);
COPyff=PLATDATA_SLSinviluppo_SOGGETTOx(1,:,2)*100;
COPy=filtfilt(C,D,COPyff);
t=[0:length(COPx)-1]*T;
ML_mean=mean(COPx);
AP_mean=mean(COPy);
DCOP_ML=COPx - ML_mean;
DCOP_AP=COPy - AP_mean;
SP=0; %Sway path, lunghezza del percorso (m)
i=1;
for i=1:length(COPx)-1
    SP=SP + sqrt((DCOP_AP(i+1)-DCOP_AP(i)).^2+(DCOP_ML(i+1)-
DCOP_ML(i)).^2);
    i=i+1;
end
MV=SP/max(t) %velocità media (m/s)

%Abduttore dell'alluce
figure(1)
subplot(2,1,1)
plot(t,DCOP_ML)
axis([10 20 min(DCOP_ML(10*FREQUENCY:20*FREQUENCY))
max(DCOP_ML(10*FREQUENCY:20*FREQUENCY))])
ylabel('COPm/l centimetri')
subplot(2,1,2)

%-----Smoothing/inviluppo segnale con RMS-----%
i=1;
for j=50:length(emg_ABDUTTORE)
    rms_ABDUTTORE(i)=sqrt(mean(abs_ABDUTTORE(i:j).^2)); %finestra
50ms, campionando 1000Hz ho un dato ogni 1ms, perciò 50ms sono al
50esimo posto nel vettore emg
    i=i+1;
end
% oppure smoothing con passa basso del 5°ordine a 20Hz
% [E,F] = BUTTER(5,20/(freq_emg/2),'low');
% lowpass_ABDUTTORE=filtfilt(E,F,abs_ABDUTTORE);

t2=[0:length(rms_ABDUTTORE)-1]*T2;
plot(t2,rms_ABDUTTORE)

```

```

axis([10 20 min(rms_ABDUTTORE(10*freq_emg:20*freq_emg))
max(rms_ABDUTTORE(10*freq_emg:20*freq_emg))])
xlabel('secondi')
ylabel('ABDUTTORE alluce uV')

%-----Sottocampionamento segnale emg per riportarlo con quello della
pedana-----%
i=1;
j=1;
for i=1:length(DCOP_ML)
    rms_ABDUTTORE2(i)=rms_ABDUTTORE(j);
    j=j+5; %200 Hz contro 1000 Hz
end
[ABD,lagsa]=xcorr(DCOP_ML,rms_ABDUTTORE2,'coeff'); %funzione di cross-
correlazione
maxxA=max(ABD(length(ABD)/2:length(ABD)/2+0.5*FREQUENCY))
for i=ceil(length(ABD)/2):ceil(length(ABD)/2+0.5*FREQUENCY) %ceil
restituisce intero da un numero decimale
    if maxxA<=ABD(i)
        g=i;
    end
    i=i+1;
end
delayABD=lagsa(g)/FREQUENCY

%-----Emg On/Off-----%
limits=2; %imposto un valore per l'ON, circa pari al rumore basale
j=1;
q=1;
for i=51:length(DCOP_ML)
    if (rms_ABDUTTORE2(i)-mean(rms_ABDUTTORE2(i-50:i)))>limits
%media con una finestra di 300ms
        timeona(j)=i;
        j=j+1;
    else
        timeoffa(q)=i;
        q=q+1;
    end
end

%Tibiale anteriore
figure(2)
subplot(2,1,1)
plot(t,-DCOP_ML) %cosi lo vedo con la forma simile al muscolo
inversore
axis([10 20 min(-DCOP_ML(10*FREQUENCY:20*FREQUENCY)) max(-
DCOP_ML(10*FREQUENCY:20*FREQUENCY))])
ylabel('-COPm/l centimetri')
subplot(2,1,2)
i=1;
for j=50:length(emg_ABDUTTORE)
    rms_TIBIALE(i)=sqrt(mean(abs_TIBIALE(i:j).^2));
    i=i+1;
end
plot(t2,rms_TIBIALE)
axis([10 20 min(rms_TIBIALE(10*freq_emg:20*freq_emg))
max(rms_TIBIALE(10*freq_emg:20*freq_emg))])
xlabel('secondi')
ylabel('Tibiale anteriore uV')
i=1;
j=1;

```

```

for i=1:length(COPx)
    rms_TIBIALE2(i)=rms_TIBIALE(j);
    j=j+5;
end
[TIB, lagst]=xcorr(DCOP_ML, rms_TIBIALE2, 'coeff');
minnnT=min(TIB(length(TIB)/2:length(TIB)/2+0.5*FREQUENCY))
for i=ceil(length(TIB)/2):ceil(length(TIB)/2+0.5*FREQUENCY)
    if minnnT>=TIB(i)
        g=i;
    end
    i=i+1;
end
delayTIB=lagst(g)/FREQUENCY

j=1;
q=1;
for i=51:length(DCOP_ML)
    if (rms_TIBIALE2(i)-mean(rms_TIBIALE2(i-50:i)))>limits
        timeont(j)=i;
        j=j+1;
    else
        timeofft(q)=i;
        q=q+1;
    end
end

%Peroneo lungo
figure(3)
subplot(2,1,1)
plot(t, DCOP_ML)
axis([10 20 min(DCOP_ML(10*FREQUENCY:20*FREQUENCY))
max(DCOP_ML(10*FREQUENCY:20*FREQUENCY))])
ylabel('COPm/l centimetri')
subplot(2,1,2)
i=1;
for j=50:length(emg_PERONEO)
    rms_PERONEO(i)=sqrt(mean(abs_PERONEO(i:j).^2));
    i=i+1;
end
plot(t2, rms_PERONEO)
axis([10 20 min(rms_PERONEO(10*freq_emg:20*freq_emg))
max(rms_PERONEO(10*freq_emg:20*freq_emg))])
xlabel('secondi')
ylabel('PERONEO lungo lungo uV')

i=1;
j=1;
for i=1:length(COPx)
    rms_PERONEO2(i)=rms_PERONEO(j);
    j=j+5;
end
[PER, lagsp]=xcorr(DCOP_ML, rms_PERONEO2, 'coeff');
maxxx=max(PER(length(PER)/2:length(PER)/2+0.5*FREQUENCY))
for i=ceil(length(PER)/2):ceil(length(PER)/2+0.5*FREQUENCY)
    if maxxx<=PER(i)
        g=i;
    end
    i=i+1;
end
delayPER=lagsp(g)/FREQUENCY

```

```

j=1;
q=1;
for i=51:length(COPx)
    if (rms_PERONEO2(i)-mean(rms_PERONEO2(i-50:i)))>limits
        timeonp(j)=i;
        j=j+1;
    else
        timeoffp(q)=i;
        q=q+1;
    end
end
end

```

riassunto involuppo in una figura sul piano M/L
(usare la finestra di 400 ms invece di quella a 50 ms nell'involuppo)

```

figure(40)
subplot(4,1,1)
plot(t,DCOP_ML)
axis([10 20 min(DCOP_ML(10*FREQUENCY:20*FREQUENCY))
max(DCOP_ML(10*FREQUENCY:20*FREQUENCY))])
ylabel('COPm/l in cm')
subplot(4,1,2)
plot(t2,rms_ABDUTTORE)
axis([10 20 min(rms_ABDUTTORE(10*freq_emg:20*freq_emg))
max(rms_ABDUTTORE(10*freq_emg:20*freq_emg))])
ylabel('Abduttore all. uV')
subplot(4,1,3)
plot(t2,rms_TIBIALE)
axis([10 20 min(rms_TIBIALE(10*freq_emg:20*freq_emg))
max(rms_TIBIALE(10*freq_emg:20*freq_emg))])
ylabel('Tibiale ant. uV')
subplot(4,1,4)
plot(t2,rms_PERONEO)
axis([10 20 min(rms_PERONEO(10*freq_emg:20*freq_emg))
max(rms_PERONEO(10*freq_emg:20*freq_emg))])
xlabel('secondi')
ylabel('Peroneo l. uV')

```

On_Off riassunto tutti in un grafico con il COP_ML
(usare la finestra di 400 ms invece di quella a 50 ms nell'involuppo)

```

figure(30)
subplot(3,1,1)
plot(t,DCOP_ML)
axis([10 20 min(DCOP_ML(10*FREQUENCY:20*FREQUENCY))
max(DCOP_ML(10*FREQUENCY:20*FREQUENCY))])
ylabel('Abduttore all. On/Off')
hold on
plot(t(timeona),DCOP_ML(timeona),'gd')
hold on
plot(t(timeoffa),DCOP_ML(timeoffa),'rd')
subplot(3,1,2)
plot(t,DCOP_ML)
axis([10 20 min(DCOP_ML(10*FREQUENCY:20*FREQUENCY))
max(DCOP_ML(10*FREQUENCY:20*FREQUENCY))])
ylabel('Tibiale ant. On/Off')
hold on
plot(t(timeont),DCOP_ML(timeont),'gd')
hold on

```



```

plot(t(timeofft),DCOP_ML(timeofft),'rd')
subplot(3,1,3)
plot(t,DCOP_ML)
axis([10 20 min(DCOP_ML(10*FREQUENCY:20*FREQUENCY))
max(DCOP_ML(10*FREQUENCY:20*FREQUENCY))])
xlabel('secondi')
ylabel('Peroneo l. On/Off')
hold on
plot(t(timeonp),DCOP_ML(timeonp),'gd')
hold on
plot(t(timeoffp),DCOP_ML(timeoffp),'rd')

```

%%%%%%%%_____Funzione di C-C riassunto tutti in un grafico_____%%%%%%%%

```

figure(20)
subplot(3,1,1)
tx=lagsa/FREQUENCY;
plot(tx,ABD)
grid on
axis([0 0.5 min(ABD(length(ABD)/2:length(ABD)/2+0.5*FREQUENCY))
max(ABD(length(ABD)/2:length(ABD)/2+0.5*FREQUENCY))])
ylabel('C-C Abduuttore all.')
subplot(3,1,2)
tx=lagst/FREQUENCY;
plot(tx,TIB)
grid on
axis([0 0.5 min(TIB(length(TIB)/2:length(TIB)/2+0.5*FREQUENCY))
max(TIB(length(TIB)/2:length(TIB)/2+0.5*FREQUENCY))])
ylabel('C-C Tibiale ant.')
subplot(3,1,3)
plot(tx,PER)
grid on
axis([0 0.5 min(PER(length(PER)/2:length(PER)/2+0.5*FREQUENCY))
max(PER(length(PER)/2:length(PER)/2+0.5*FREQUENCY))])
ylabel('C-C Peroneo l.')
xlabel('lags in secondi')

```


Bibliografia:

- [1] Lorenzo Chiari, Pietro G. Morasso, Laura Rocchi - Analisi posturografica. In “Bioingegneria della postura e del movimento”, edito da Angelo Cappello, Aurelio Capozzo, Pietro Enrico di Prampero, Pàtron editore, 2003.
- [2] Balash Y, Peretz C, Leibovich G, Herman T, Hausdorff JM, Giladi N. - Falls in outpatients with Parkinson’s disease: frequency, impact and identifying factors. - J Neurol 2005; 252: 1310-5.
- [3] Grimbergen YA, Knol MJ, Bloem BR, Kremer BP, Roos RA, Munneke M. - Falls and gait disturbances in Huntington’s disease - Mov Disord 2008; 23: 970-6.
- [4] Palastanga, Field, Soames - Anatomy and human movement: Structure and Function - , Butterworth Heinemann, 1989.
- [5] Frank H. Netter, M.D. - Atlante di Anatomia Umana - , Elsevier Masson, 3°edizione 2006.
- [6] Giuseppe Anastasi, Giuseppe Balboni, Pietro Motta - Trattato di Anatomia Umana - , Edi Ermes, 4°edizione 2010.
- [7] Andrea Merlo, “Corso SIAMOC, EMG di superficie”, Correggio 2011.
- [8] Dario Farina, Gianfranco Filigoi, Roberto Merletti - Analisi di segnali EMG di superficie per lo studio del controllo motorio. In “Bioingegneria della postura e del movimento”, edito da Angelo Cappello, Aurelio Capozzo, Pietro Enrico di Prampero, Pàtron editore, 2003.
- [9] Velio Macellari, Claudia Giacomozzi, Angelo Cappello, Pietro G. Morasso - Misura delle forze esterne. In “Bioingegneria della postura e del movimento”, edito da Angelo Cappello, Aurelio Capozzo, Pietro Enrico di Prampero, Pàtron editore, 2003.
- [10] Lorenzo Chiari, slide didattiche del corso di Biomeccanica, 2012/2013.

- [11] D.A. Winter Phd - Human balance and posture control during standing and walking - Gait & Posture 1995, Vol.3: 193-214.
- [12] Kyu-Jung Kim, Eiichi Uchiyama, Harold B. Kitaoka, Kai-Nan An - An in vitro study of individual ankle muscle actions on the center of pressure - Gait & Posture 2003, 17: 125-131.
- [13] Stefania Sozzi, Jean-Louis Honeine, Manh-Cuong Do, Marco Schieppati - Leg muscle activity during tandem stance and the control of body balance in the frontal plane - Elsevier 2013, Clinical Neurophysiology.
- [14] Hideji Kura, Zong-Ping Luo, Harold B. Kitaoka, Kai-Nan An - Quantitative Analysis of the Intrinsic Muscles of the Foot - Wiley-Liss, Inc. 1997, The anatomical record 249: 143-151.
- [15] Luke A. Kelly, Sami Kuitunen, Sebastien Racinais, Andrew G. Cresswell - Recruitment of the plantar intrinsic foot muscles with increasing postural demand - Elsevier 2012, Clinical Biomechanics 27: 46-51.
- [16] Perry J. - Gait analysis: normal and pathological function - Thorofare: SLACK Inc., 1992.
- [17] Kim K-J, Kitaoka HB, Luo Z-P, Ozeki S, Berglund LJ, Kaufman KR, et al. - In vitro simulation of the stance phase in human gait - J Musculoskeletal Res 2001;5(2): 113-21.
- [18] Dul J. - Development of a minimum-fatigue optimization technique for predicting individual muscle forces during human posture and movement with application to the ankle musculature during standing and walking - Ph.D. Thesis, Vanderbilt University, 1983.
- [19] Klein P, Mattys S, Rooze M. - Moment arm length variations of selected muscle acting on talocrural and subtalar joints during movement: an in vitro study - J Biomech 1996; 29: 21-30.

- [20] Sozzi S, Monti A, De Nunzio AM, Do MC, Schieppati M. - Sensori-motor integration during stance: time adaptation of control mechanisms on adding or removing vision - *Hum Mov Sci* 2011; 30: 172-89.
- [21] Winter DA, Prince F, Frank JS, Powell C, Zabiak KF - Unified theory regarding A/P and M/L balance in quiet stance - *J Neurophysiol* 1996; 75: 2334-43.
- [22] Day BL, Steiger MJ, Thompson PD, Marsden CD. - Effect of vision and stance width on human body motion when standing: implications for afferent control of lateral sway - *J Physiol* 1993; 469: 479-99.
- [23] O'Connor SM, Kuo AD. - Direction-dependent control of balance during walking and standing - *J Neurophysiol* 2009; 102: 1411-9.
- [24] Gatev P, Thomas S, Kepple T, Hallett M. - Feed-forward ankle strategy of balance during quiet stance in adults - *J Physiol* 1999; 514: 915-28.
- [25] Hile ES, Brach JS, Perera S, Wert DM, Studenski SA. - Interpreting the need for initial support to perform tandem stance test of balance - *Phys Ther* 2012; 92: 1316-28.
- [26] Gantchev GN, Draganova N. - Muscular synergies during different conditions of postural activity - *Acta Physiol Pharmacol Bulg* 1986; 12: 58-65.
- [27] Schieppati M, Hugon M, Grasso M, Nardone A, Galante M. - The limits of equilibrium in young and elderly normal subjects and in parkinsonians - *Electroencephalogr Clin Neurophysiol* 1994; 93: 286-98.
- [28] Tanaka N, Ishikawa A, Yoshihira M, Hase K. - Relationship between leg muscle activities and medial-lateral balance in tandem stance - *Clin Neurophysiol* 2007; 118: e198. 34.
- [29] Bingham JT, Choi JT, Ting LH. - Stability in a frontal plane model of balance requires coupled changes to postural configuration and neural feedback control - *J Neurophysiol* 2011; 106: 437-48.

- [30] Geurts AC, Nienhuis B, Mulder TW. Intrasubject variability of selected force - platform parameters in the quantification of postural control. *Arch Phys Med Rehabil* 1993; 74: 1144-50.
- [31] Schieppati M, Tacchini E, Nardone A, Tarantola J, Corna S. - Subjective perception of body sway - *J Neurol Neurosurg Psychiatry* 1999; 66: 313-22.
- [32] Van Emmerik RE, van Wegen EE. - On the functional aspects of variability in postural control - *Exerc Sport Sci Rev* 2002; 30: 177-83.
- [33] Wright WG, Ivanenko YP, Gurfinkel VS. - Foot anatomy specialization for postural sensation and control - *J Neurophysiol* 2012; 107: 1513-21.
- [34] Saffer M, Kiemel T, Jeka J. - Coherence analysis of muscle activity during quiet stance - *Exp Brain Res* 2008; 185: 215-26.
- [35] Gray E.G., Basmajian J.V. - Electromyography and cinematography of leg and foot (normal and flat) during walking – *Anat. Rec.* 1968; 161: 1-15.
- [36] Mann R., Inman V.T. - Phasic activity of intrinsic muscles of the foot – *Bone Joint Surg. Am.* 1964; 46: 469-481.
- [37] Fiolkowski P., Brunt D., Bishop M., Woo R., Horodyski M. – Intrinsic pedal musculature support of the medial longitudinal arch: an electromyographic study – *J. Foot Ankle Surg.* 2003; 42: 327-333.
- [38] Basmajian J.V., Stecko G. – The role of muscles in arch support of the foot – *J. Bone Joint Surg. Am.* 1963; 45: 1184-1190.
- [39] Headlee D.L., J.L., Hart J.M., Ingersoll C.D., Hertel J. - Fatigue of the plantar intrinsic foot muscles increases navicular drop - *J. Electromyogr. Kinesiol.* 2008; 18: 420-425.
- [40] Menz H.B., Morris M.E., Lord S.R. – Foot and ankle characteristics associated

with impaired balance and functional ability in older people – *J. Gerontol. A Biol. Sci. Med.* 2005; 60: 1546-1552.

[41] Mickle K.J., Munro B.J., Lord S.R., Menz H.B., Steele J.R. - Toe weakness and deformity increase the risk of falls in older people - *ISB Clinical Biomechanics Award* 2009; 175: 584-595.

[42] E. Nelson-Wong, S. Howarth, D.A. Winter, J.P. Callaghan - Application of Autocorrelation and Cross-correlation Analyses in Human Movement and Rehabilitation Research - *Journal of orthopaedic & sports physical therapy*, April 2009, Volume 39 number 4: 287-295.

[43] Tokuno CD, Taube W, Cresswell AG. - An enhanced level of motor cortical excitability during the control of human standing - *Acta Physiol (Oxf)* 2009; 195: 385-95.

[44] Materiale tecnico della strumentazione usato nel Laboratorio di Ingegneria Biomedica di Cesena.

[45] Andrea Merlo, Isabella Campanini – Technical Aspects of Surface Electromyography for Clinicians – *The Open Rehabilitation Journal*, 2010, 3: 98-109.

[46] Solomonow M., Baratta R., Bernardi M., Zhou B., Lu Y., Zhu M., Acierno S. - Surface and wire crosstalk in neighbouring muscles – *J. Electroyogr. Kinesiol* 1994; 4: 131-142.

Sitografia:

[S1] <http://www.who.int/mediacentre/factsheets/fs344/en/>

[S2] http://tesi.cab.unipd.it/25965/1/CONFIGURAZIONE_MORFOMETRICA_DEL_PIEDE_IN_RELAZIONE_A_CONDIZIONI_PATOLOGICHE.pdf

[S3] <http://demotu.org/aulas/controlle/ABCofEMG.pdf>

[S4] [http://www.treccani.it/enciclopedia/i-segnali-elettrici-magnetici_\(Universo_del_Corpo\)](http://www.treccani.it/enciclopedia/i-segnali-elettrici-magnetici_(Universo_del_Corpo))

[S5] <http://www.soletsalus.it/files/Presentazione%20Mazzoli.pdf>

[S6] <http://www.isek-online.org>

[S7] <http://www.seniam.org>

RINGRAZIAMENTI

Volevo ringraziare, innanzitutto, il Prof. Lorenzo Chiari per avermi dato la possibilità di svolgere questo lavoro di tesi, sviluppando così un argomento di mio interesse.

Un ringraziamento doveroso va sicuramente all'Ing. Maurizio Lannocca per tutto il tempo e la pazienza dedicatemi, per avermi seguito durante il periodo di sviluppo del lavoro presso il Laboratorio di Ingegneria Biomedica di Cesena.

Ovviamente un ringraziamento speciale va a tutte le persone che mi sono e che mi saranno vicine in ogni cosa che ho fatto e che farò, quindi senza ombra di dubbio alla mia ragazza, ai miei genitori e alla mia famiglia oltre che ai miei amici.