

POLITECNICO DI TORINO

Corso di Laurea Magistrale  
In Ingegneria Biomedica

Tesi si Laurea Magistrale

**Sviluppo di una interfaccia grafica per la valutazione e il  
training del controllo posturale tramite feedback visivo  
del centro di pressione**

Effetto del feedback sul segnale EMG durante la postura  
eretta e proposta di un protocollo di training



**Relatore**

Prof. Taian Martins Vieira

**Correlatore**

Fabio Vieira dos Anjos

**Candidata**

Nicole Discepoli

Anno Accademico 2019/2020

*A mio Nonno Giuseppe*

## **Abstract**

L'equilibrio è una delle abilità base dell'uomo ed è essenziale per svolgere la maggior parte delle attività motorie volontarie. Qualsiasi sua alterazione, dovuta a cause fisiologiche come l'invecchiamento o a patologie (Parkinson, Sclerosi multipla, lesione del midollo spinale, disturbi legati all'orecchio interno, ecc.) può comportare un aumento del rischio di caduta con conseguenze fisiche (fratture ossee) e psicologiche (paura nello svolgere le normali azioni quotidiane), diminuendo drasticamente la qualità della vita. Misurazioni oggettive del controllo posturale attraverso lo studio del movimento del centro di pressione (CoP) si sono mostrate efficaci come prova complementare per la diagnosi clinica, inoltre protocolli di training basati sul CoP hanno rivelato miglioramenti dell'equilibrio durante la postura eretta. Per di più, il contributo attivo dei muscoli è di primaria importanza per mantenere la stabilità in posizione eretta, per questo è presente una stretta correlazione tra attività muscolare e oscillazioni. Poiché in questa posizione la maggior parte delle oscillazioni avviene a livello della caviglia, i muscoli maggiormente indagati sono gastrocnemio, soleo e tibiale anteriore. In letteratura sono presenti diversi test per la valutazione statica e dinamica del controllo posturale in posizione eretta e diversi esercizi di training basati su feedback visivo del CoP atti al miglioramento dell'equilibrio. Lo scopo di questo lavoro è stato quello di sviluppare una interfaccia grafica che permetta di avere in una unica soluzione tali test e esercizi di training, proposti in letteratura, per possibili applicazioni future. L'interfaccia creata è stata poi utilizzata per valutare l'effetto di tre compiti posturali sull'ampiezza del segnale elettromiografico nei muscoli della caviglia implicati nella postura eretta. I tre compiti posturali prevedevano di mantenere la postura eretta su una pedana di forza senza feedback visivo del CoP, con il feedback e con due target di diversi diametri (4 mm e 2 mm). I risultati ottenuti mostrano un aumento dell'attività elettromiografica, associato a una diminuzione dell'area di oscillazione, all'aumentare della difficoltà del task. In un secondo momento la stessa interfaccia è stata impiegata anche nello svolgimento di un protocollo di training posturale proposto, per una durata di 5 giorni su soggetti sani. Tale protocollo prevedeva due diversi esercizi di training e, a giorni alterni, test di valutazione per quantificarne l'effetto. Le variabili dinamiche calcolate

mostrano un generale miglioramento dal giorno 1 al giorno 5 in tutti i soggetti coinvolti nel training.

# Indice

<b>Abstract.....</b>	<b>1</b>
<b>Indice delle figure.....</b>	<b>6</b>
<b>Capitolo 1: Introduzione.....</b>	<b>12</b>
<b>1.1 Perché sviluppare una interfaccia per la valutazione e il training posturale?</b>	<b>12</b>
<b>1.2 Obiettivo.....</b>	<b>13</b>
<b>Capitolo 2: Stato dell'arte.....</b>	<b>14</b>
<b>2.1 Equilibrio posturale.....</b>	<b>14</b>
2.1.1 Controllo multisensoriale della postura.....	15
2.1.2 Strategie di controllo della postura.....	17
2.1.3 Muscoli interessati nella postura eretta.....	19
2.1.4 Corpo come pendolo inverso.....	21
<b>2.2 Elettromiografia e controllo posturale.....</b>	<b>23</b>
2.2.1 Il segnale EMG.....	23
2.2.2 EMG e muscoli della gamba implicati nella postura eretta.....	26
2.2.3 Applicazioni del segnale EMG nel controllo posturale.....	30
<b>2.3 Test per valutazione e training posturale.....</b>	<b>31</b>
2.3.1 Test di valutazione posturale.....	32
2.3.2 Esercizi di Training posturale.....	37
<b>Capitolo 3: Materiali e metodi.....</b>	<b>41</b>
<b>3.1 Sviluppo dell'interfaccia.....</b>	<b>41</b>
3.1.1 App Designer.....	41
3.1.2 Presentazione dell'interfaccia.....	43
3.1.2.1 Protocolli di valutazione.....	43
3.1.2.2 Protocolli di training.....	46
3.1.3 Aspetti tecnici.....	49
3.1.4 Salvataggio dei dati.....	50
<b>3.2 Protocollo (studio 1): testare l'effetto del protocollo <i>Sway reduction</i></b>	<b>50</b>
<b>sull'attività muscolare e sul CoP durante la postura eretta.....</b>	<b>50</b>
3.2.1 Partecipanti.....	51
3.2.2 Condizioni sperimentali.....	51

3.2.3	Posizionamento degli elettrodi per l'acquisizione dei segnali EMG .....	53
3.2.4	Posizionamento del soggetto sulla pedana di forza .....	54
3.2.5	Strumentazione.....	55
3.2.5.1	Pedana di forza.....	55
3.2.5.2	Sistema DuePro .....	58
3.2.6	Analisi dei dati.....	60
<b>3.3</b>	<b>Protocollo (studio 2): testare l'effetto di due protocolli di training basati sul feedback visivo del CoP .....</b>	<b>64</b>
3.3.1	Partecipanti.....	64
3.3.2	Condizioni sperimentali.....	64
3.3.3	Posizionamento del soggetto sulla pedana di forza .....	66
3.3.4	Strumentazione.....	67
3.3.4.1	Pedana di forza.....	67
3.3.5	Analisi dei dati.....	68
	<b>Capitolo 4: Risultati e Discussione .....</b>	<b>70</b>
4.1	Effetto del protocollo Sway reduction sull'attività muscolare e sul CoP.....	70
4.2	Effetto del protocollo di training .....	78
	<b>Capitolo 5: Conclusioni .....</b>	<b>85</b>
	<b>Bibliografia.....</b>	<b>88</b>



## Indice delle figure

Figura 1 Sistema di controllo posturale .....	15
Figura 2 Strategie di controllo dell'equilibrio. (a) strategia di caviglia. (b) Strategia d'anca. (c) Strategia del passo. ....	18
Figura 3 Muscoli della gamba. Visione anteriore (a). Visione posteriore (b).....	19
Figura 4 Modello del pendolo inverso, diagramma di corpo libero con forze di inerzia ridotte alla caviglia. (9).....	22
Figura 5 Unità motoria. Dal midollo spinale partono i motoneuroni che, arrivando alla periferia del sistema, innervano un certo numero di fibre muscolari formando le giunzioni neuromuscolari. A questo punto l'impulso elettrico generato dal sistema nervoso e propagatosi lungo l'assone del motoneurone viene tradotto in messaggio chimico, provocando l'attivazione della risposta elettrica e meccanica del muscolo.....	24
Figura 6 Rappresentazione della propagazione del potenziale d'azione dall'assone alla giunzione neuromuscolare e infine verso i tendini a una velocità di 4 m/s (11). .....	25
Figura 7 Diagramma a blocchi semplificato per l'acquisizione EMG di superficie. (1) Rilevazione di potenziali mioelettrici con elettrodi di superficie e un elettrodo di riferimento; (2) amplificazione di tali potenziali con amplificatori differenziali; (3) filtraggio analogico dei potenziali amplificati per evitare l'aliasing; (4) campionamento dell'elettromiogramma di superficie in valori di tensione digitali da memorizzare su un computer (5) (12).....	27
Figura 8 Attività del gastrocnemio mediale durante la postura eretta.(A) Matrice lineare di elettrodi posizionata sulla cute nella regione del gastrocnemio mediale della gamba sinistra durante la postura eretta di un soggetto giovane. (B) Segnale EMG grezzo acquisito dal gastrocnemio mediale in derivazione singolo differenziale per 10 s. Si nota una ampiezza relativamente elevata dal canale 4 al canale 8 e dal canale 10 al canale 15, dal canale 1 al canale 3 e nel canale 9 invece	

si nota una ampiezza relativamente bassa.. (C) Visione espansa (500 ms) di tutti i segnali EMG (7). .....	28
Figura 9 Cono di stabilità. Il soggetto sta spostando il suo CoM in avanti (1). ....	32
Figura 10 Esempio di traiettoria del CoP nel LOS test. Le otto direzioni sono definite come 1:avanti; 2: avanti-destra; 3: destra; 4: indietro-destra; 5: indietro; 6: indietro-sinistra; 7: sinistra; 8: avanti-sinistra (30).....	33
Figura 11 Confronto delle traiettorie tra un soggetto affetto da sclerosi multiple (a) e un soggetto sano (b) (24) .....	34
Figura 12 Esempio di traiettoria del CoP nel RWS test (30). .....	35
Figura 13 Traiettorie durante il RWS test dei tre gruppi partecipanti: soggetti con Parkinson con e senza episodi di FOG e soggetti sani. Le barre verticali indicano la distanza a cui i soggetti dovevano spostarsi ed è stata impostata al 50% del LOS dei partecipanti. (a), (b) e (c) mostrano le traiettorie per le tre diverse velocità (33)..	36
Figura 14 Posizioni dei 13 target, evidenziati con il simbolo più (38). .....	39
Figura 15 Schermata Matlab: creazione di una nuova interfaccia grafica attraverso App Designer.....	41
Figura 16 Schermata Interfaccia con la suddivisione del pannello in aree dedicate alle informazioni del paziente, all'impostazione dei target, all'anteprima, alla visualizzazione del CoP e all'acquisizione.....	42
Figura 17 Menù a tendina per la scelta del test da eseguire.....	43
Figura 18 Esempio test Sway reduction. (a) CoP esterno al target, il target rimane viola. (b) CoP interno al target, il target cambia colore diventando verde. ....	44
Figura 19 Esempio di impostazione dei parametri relativi al target nel LOS test e anteprima della disposizione dei target e della dinamicità del target mobile.....	45
Figura 20 Esempio di impostazione dei parametri dei target relativi al RWS test e anteprima della disposizione dei target e della dinamicità de target mobile.....	46

Figura 21 Esempio di impostazione dei parametri relativi al target nell'esercizio Circle e anteprima della disposizione dei target e della dinamicità del target mobile.	47
Figura 22 Esempio di impostazione dei parametri relativi al target nell'esercizio Hunting e anteprima della disposizione dei target e della dinamicità del target mobile.	48
Figura 23 Posizionamento degli elettrodi. Visione posteriore a sinistra con elettrodi sul gastrocnemio mediale, soleo laterale e mediale. Visione anteriore a destra con elettrodi sul tibiale anteriore.	53
Figura 24 Posizionamento dei piedi sulla pedana di forza. Per ogni soggetto sono state calcolate le seguenti distanze: $dx$ = distanza tra centri dei sensori 1 e 2 sul piano laterale della pedana; $dy$ = distanza tra centri dei sensori 1 e 4 sul piano AP della pedana; $D_{ALBL}$ =lunghezza piede sinistro; $D_{ARBR}$ =lunghezza piede destro; $D_{ALAR}$ = distanza tra i talloni ; $D_{ARCR}$ = distanza tra tallone e punto medio destro; $D_{ALCL}$ = distanza tra tallone e punto medio sinistro; $D_{CLCR}$ = distanza tra i punti medi di $D_{ALBL}$ e $D_{ARBR}$ sul piano AP della pedana; $D_1$ = proiezione della lunghezza del piede sul piano AP della pedana. Queste misure non sono state poi effettivamente usate in questo lavoro, ma potrebbero essere utili per definire l'origine del sistema di riferimento per il CoP in accordo con il posizionamento dei piedi del soggetto sulla pedana.	54
Figura 25 Pedana di forza 9286AA multicomponente e decomposizione spaziale delle forze nei tre assi ortogonali per ogni sensore.	55
Figura 26 Sensori di forza e direzioni delle forze	56
Figura 27 Control Unit della Pedana KISTLER 9286AA con i 4 intervalli selezionabili a seconda della misura che si deve svolgere. Per quanto riguarda lo studio della postura eretta l'intervallo che si predilige è il primo per $F_x$ e $F_y$ e il primo o il secondo per $F_z$ .	56
Figura 28 Sistema di riferimento per il calcolo dei parametri biomeccanici.	57
Figura 29 Dispositivo NI-DAQ	58

Figura 30 Sistema DuePro (44). .....	59
Figura 31 Sonda Due. Da sinistra a destra: visione dall'alto, dal basso e frontale.	59
Figura 32 Sonda Due collegata agli elettrodi per il prelievo di segnali EMG di superficie. ....	60
Figura 33 Rappresentazione dei segnali EMG grezzi durante la postura eretta nella condizione 1 (senza feedback visivo del CoP) di soleo laterale e mediale, gastrocnemio e tibiale anteriore per gamba destra e sinistra in relazione alla durata del test. Partendo dall'alto, nel primo pannello sono riportati i segnali relativi al soleo della gamba destra, nel secondo i segnali relativi a tibiale anteriore e gastrocnemio della gamba sinistra, nel terzo i segnali relativi al soleo della gamba sinistra e infine i segnali relativi al tibiale anteriore e gastrocnemio della gamba destra. (lat=laterale, med=mediale, tib=tibiale anteriore, gas=gastrocnemio) .....	61
Figura 34 Ellisse di confidenza al 95%. In nero sono riportati gli assi di riferimento iniziali (x,y), in verde il nuovo sistema di riferimento (x <sub>p</sub> ,y <sub>p</sub> ) traslato in modo che la covarianza venga minimizzata e la varianza massimizzata.....	63
Figura 35 Circle exercise .....	65
Figura 36 Hunting exercise .....	66
Figura 37 Pedana di forza AMTI. Componenti delle forze e dei momenti misurate quando un soggetto è in contatto con la pedana .....	67
Figura 38 Segnali EMG bipolari grezzi durante la condizione 1: senza feedback visivo del CoP.....	70
Figura 39 Segnali EMG bipolari grezzi durante la condizione 2: con feedback visivo del CoP e target di diametro 0,4 cm.....	71
Figura 40 Segnali EMG bipolari grezzi durante la condizione 2: con feedback visivo del CoP e target di diametro 0,2 cm.....	71

Figura 41 Segnale EMG bipolare grezzo del gastrocnemio mediale nelle tre condizioni: NF= no feedback, F0.4= feedback visivo del CoP e target di diametro di 0,4 cm, F0.2= feedback visivo del CoP e target di diametro di 0,2 cm. ....	72
Figura 42 Segnale EMG bipolare grezzo del tibiale anteriore nelle tre condizioni: NF= no feedback, F0.4= feedback visivo del CoP e target di diametro di 0,4 cm, F0.2= feedback visivo del CoP e target di diametro di 0,2 cm. ....	72
Figura 43 Segnale EMG bipolare grezzo del soleo laterale nelle tre condizioni: NF= no feedback, F0.4= feedback visivo del CoP e target di diametro di 0,4 cm, F0.2= feedback visivo del CoP e target di diametro di 0,2cm. ....	73
Figura 44 Segnale EMG bipolare grezzo del soleo mediale nelle tre condizioni: NF= no feedback, F0.4= feedback visivo del CoP e target di diametro di 0,4 cm, F0.2= feedback visivo del CoP e target di diametro di 0,2cm. ....	73
Figura 45 Ampiezza RMS dei segnali EMG bipolari della gamba destra. NF= no feedback, 0.4= feedback visivo del CoP e target di diametro di 0,4cm, F0.2= feedback visivo del CoP e target di diametro di 0,2 cm. ....	74
Figura 46 Ampiezza RMS dei segnali EMG bipolari della gamba sinistra. NF= no feedback, 0.4= feedback visivo del CoP e target di diametro di 0,4cm, F0.2= feedback visivo del CoP e target di diametro di 0,2 cm. ....	75
Figura 47 Aree di oscillazione del CoP per un soggetto nelle tre condizioni testate. ....	76
Figura 48 Area di oscillazione: risultati di gruppo. NF= no feedback, F0.4= feedback visivo del CoP e target di diametro 0.4 cm, F0.2= feedback visivo del CoP e target di diametro 0.2 cm.....	77
Figura 49 Area di oscillazione al 95% di confidenza. ....	79
Figura 50 Variabili del LOS test: (a) tempo di transizione (s), (b) controllo direzionale (%) e (c) area di oscillazione periferica (cm <sup>2</sup> ).....	80
Figura 51 Traiettoria del CoP durante lo svolgimento del LOS test nel primo, terzo e quinto giorno di valutazione. In ogni grafico vengono riportati anche i target. .	81

Figura 52 Traiettorie del CoP durante lo svolgimento del RWS test alla velocità di 1 s in direzione ML nel primo, terzo e quinto giorno di valutazione. In ogni grafico vengono riportati anche i target fissi..... 82

Figura 53 Controllo direzionale nel RWS test. In alto il controllo direzionale riferito alla direzione AP e in basso alla direzione ML. Nelle ascisse è riportata la velocità, o meglio il tempo di transizione tra i due target (1s, 2s, 3s), mentre nelle ordinate la percentuale di controllo direzionale. Per ogni velocità sono presenti tre gruppi di barre, ognuno riferito al giorno di valutazione (giorno 1 (gg1), giorno 3 (gg3), giorno 5(gg5))...... 83

# Capitolo 1: Introduzione

## 1.1 Perché sviluppare una interfaccia per la valutazione e il training posturale?

L'equilibrio è un'abilità dell'uomo fondamentale per lo svolgimento delle più semplici attività quotidiane (camminare, correre, cucinare, vestirsi, lavarsi, ecc.). Un disturbo del sistema di controllo posturale, sia esso dovuto a cause fisiologiche, come l'invecchiamento, a cause traumatiche o patologiche (Parkinson, sclerosi multipla, lesioni del midollo spinale, ecc.), rende lo svolgimento di queste attività molto più difficoltoso rispetto ad una condizione normale. Inoltre, alterazioni del controllo posturale sono correlate ad un aumento del rischio di caduta con conseguente rischio di lesioni o nuovi traumi. Anche l'aspetto psicologico è importante, in quanto la paura di cadere nello svolgere le normali attività quotidiane può anch'essa contribuire alla diminuzione della qualità della vita.

Per questi motivi è chiara quindi l'importanza di tecniche che permettano lo studio e la valutazione dell'equilibrio statico e dinamico, in modo da quantificare le prestazioni del sistema di controllo posturale e fornire dei dati utili alla diagnosi o per confrontare nel tempo l'efficienza della terapia riabilitativa. Una tecnica promettente per minimizzare le continue oscillazioni del corpo umano durante la postura eretta e per migliorare l'equilibrio è la visualizzazione in tempo reale del centro di pressione (CoP). Questo è possibile mediante l'acquisizione di dati di forza scambiata tra suolo e piedi del soggetto quando quest'ultimo si trova su una pedana di forza. In letteratura sono stati proposti diversi test di valutazione e training posturale al fine di indagare la compromissione del controllo posturale confrontando le oscillazioni posturali e il controllo volontario del CoP tra diverse categorie di soggetti (adulti sani, anziani, parkinsoniani, ecc.) e di verificare l'effetto di allenamento dello spostamento del CoP.

I test di valutazione e training posturale maggiormente utilizzati e la cui validità è stata dimostrata in letteratura verranno approfonditi nel Capitolo 2: Stato dell'arte. I risultati riscontrati nei diversi studi infatti ne hanno dimostrato l'affidabilità e per

questo sono stati implementati in ambiente Matlab durante lo sviluppo dell'interfaccia.

È evidente, a questo punto, come lo sviluppo di una interfaccia che permetta di avere tali test e esercizi di training insieme in una unica soluzione possa essere una creazione utile e interessante. In particolare, quello che si è voluto sviluppare è una interfaccia grafica con il fine di visualizzare il CoP in tempo reale, svolgere il test o l'esercizio di training desiderato e salvare i dati di forza derivanti dalla pedana di forza insieme ai dati relativi al soggetto e al test utilizzato in una unica struttura.

## **1.2 Obiettivo**

Scopo di questo studio è lo sviluppo di una interfaccia grafica che permetta training e valutazione del controllo posturale tramite biofeedback visivo del CoP calcolato grazie ad una pedana di forza. Tale sviluppo è avvenuto in ambiente Matlab grazie al tool App Designer. Sono quindi stati implementati tre diversi test trovati in letteratura atti a valutare il controllo posturale e due esercizi di training. Attraverso questa interfaccia, in un primo momento, si è valutato l'effetto del biofeedback visivo del CoP sull'attività dei muscoli della caviglia tramite prelievo del segnale Elettromiografico (EMG) e sul CoP stesso durante la postura eretta. Poiché infatti la maggior parte delle oscillazioni avvengono a livello della caviglia, i muscoli maggiormente indagati sono gastrocnemio, soleo e tibiale anteriore. Quello che si vuole indagare è l'effetto di tre compiti posturali sull'ampiezza del segnale EMG in tre diverse situazioni: senza biofeedback visivo del CoP, con biofeedback visivo del CoP e con target di due diametri differenti. In un secondo momento è stato proposto, in accordo con quanto trovato in letteratura, un protocollo di training del controllo posturale della durata di 5 giorni, durante i quali, a giorni alterni, venivano svolti anche i test di valutazione per quantificarne l'effetto. Nello specifico sono stati testati entrambi gli esercizi di training implementati, il primo esercizio su due diversi soggetti e il secondo su un solo soggetto.

## Capitolo 2: Stato dell'arte

### 2.1 Equilibrio posturale

L'equilibrio è una delle abilità motorie di base dell'uomo. È essenziale per la maggior parte delle capacità motorie volontarie, come camminare, correre, saltare, ballare, ecc. ed ogni sua alterazione influisce negativamente sulla qualità della vita. Il mantenimento della postura, cioè della posizione istantanea assunta dal corpo nello spazio, deriva dalla complessa interazione tra più afferenze sensoriali ed il sistema muscoloscheletrico. L'equilibrio posturale implica che tutte le forze agenti sul corpo siano bilanciate (1). L'economia energetica e il comfort che si ottengono attraverso la corretta neutralità delle forze inter-segmentarie sono l'obiettivo primario nella gestione dell'equilibrio posturale.

Tali forze hanno come conseguenza l'accelerazione del centro di massa (CoM), il quale è il centroide di tutti gli elementi di massa che compongono il corpo. Il sistema di controllo posturale si assicura che vengano prodotte le forze muscolari necessarie a bilanciare lo spostamento del CoM, affinché venga mantenuto l'equilibrio statico infatti la proiezione verticale del CoM, detta Centro di Gravità (CoG), deve cadere all'interno della base di appoggio, ovvero della regione delimitata dai punti di contatto tra i segmenti corporei e la superficie di supporto. Il centro di pressione (CoP) è invece il centroide delle pressioni applicate sulla base di appoggio, ovvero la posizione del punto di applicazione della risultante delle forze scambiate tra la base di appoggio ed il mondo esterno. Il controllo posturale avviene attraverso il reciproco inseguimento del CoM e del CoP. A causa della disposizione dei segmenti corporei il CoM è spesso proiettato davanti all'articolazione della caviglia, ciò implica che la forza di gravità spinge il corpo in avanti, per mantenere la stabilità e non perdere l'equilibrio ci deve essere quindi una compensazione nella direzione opposta. Si deduce così che la postura eretta è caratterizzata da piccole oscillazioni continue e spontanee (processo dinamico) (2). Queste, oltre alla forza di gravità, possono essere dovute anche all'interazione con l'ambiente circostante (stimoli visivi, uditivi, meccanici, ecc.) e all'organismo stesso (cambiamento del tono muscolare, respirazione, battito cardiaco, flusso sanguigno, ecc.) (3).

## 2.1.1 Controllo multisensoriale della postura

Il controllo posturale e il mantenimento dell'equilibrio si basano sull'integrazione multisensoriale. In particolare il controllo dell'equilibrio dipende dal complesso processo di elaborazione delle informazioni provenienti dalle diverse modalità sensoriali, nello specifico dal sistema vestibolare, visivo e somatosensoriale, più precisamente quello propriocettivo (4). In un ambiente ben illuminato con una base di supporto solida, i soggetti sani si basano su informazioni somatosensoriali per il 70%, visiva per il 10% e vestibolari per il 20%. Tuttavia quando si trovano su una superficie instabile, il peso delle informazioni vestibolari e visive aumenta mentre diminuisce quello degli input somatosensoriali (1).

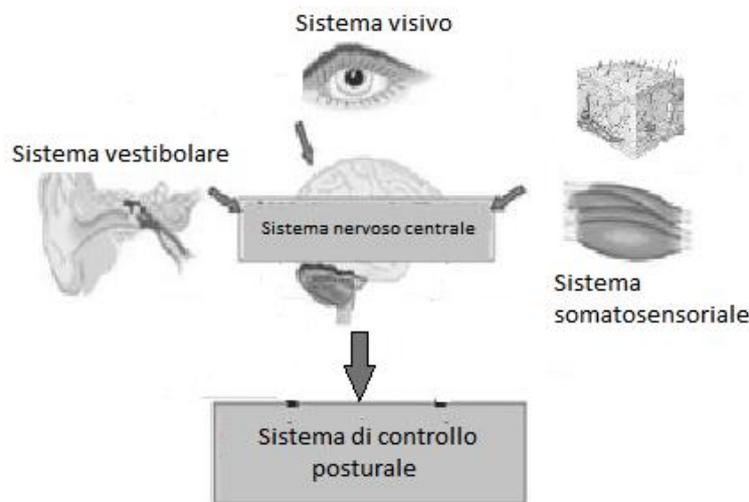


Figura 1 Sistema di controllo posturale

Questi sistemi collaborano per fornire feedback senso-motori relativi alla posizione del corpo e dei suoi segmenti nello spazio e al corretto svolgimento dei compiti motori. Inoltre, ogni classe di recettori opera in modo ottimale all'interno di uno specifico intervallo di frequenza e ampiezza del movimento, però, grazie alla ridondanza di informazioni provenienti dai diversi canali, è possibile mantenere l'equilibrio anche quando uno dei sistemi non fornisce feedback.

Il *sistema vestibolare* si occupa di inviare informazioni al sistema nervoso centrale (SNC) sulla posizione e accelerazione del capo. I principali recettori sensoriali sono situati nell'orecchio interno, struttura complessa costituita da cavità (labirinto) scavate in un blocco di osso compatto (rocca petrosa). All'interno delle cavità ossee del labirinto si trova il labirinto membranoso che contiene le strutture recettoriali

dell'udito (coclea o labirinto anteriore) e dell'equilibrio (vestibolo o canali semicirculari, che costituiscono il labirinto posteriore). La coclea è in collegamento con un rigonfiamento (2-3 mm) colmo di endolinfa, il sacculo, al cui interno sono presenti dei microcristalli di ossalato di calcio (otoliti) che consentono ai meccanorecettori posti nella parete del sacculo di percepire l'accelerazione verticale (ad esempio quella che si prova salendo in ascensore). Il sacculo è a sua volta in comunicazione con l'utricolo, il quale fornisce informazioni sull'accelerazione orizzontale (quella subita su auto o tram). L'utricolo è lo sbocco comune dei tre canali semicirculari del labirinto che hanno all'interno endolinfa. I recettori sensoriali dei canali semicirculari percepiscono i movimenti rotatori di testa e corpo (accelerazioni angolari). Le informazioni arrivano ai nuclei vestibolari, nel tronco encefalico. L'apparato vestibolare è predisposto per rispondere al meglio ad accelerazioni rapide e di breve durata, mentre fornisce informazioni ingannevoli quando è sottoposto ad accelerazioni lunghe. Il sistema vestibolare è il più tardivo in quanto ha la soglia di attivazione più elevata, per questo entra in gioco solamente quando gli altri due sistemi da soli non riescono a stimolare una risposta posturale corretta.

Il *sistema visivo* permette di ancorarsi nello spazio a punti fissi di riferimento. I micro-spostamenti delle immagini ambientali, proiettate sulla retina, sono dovuti a oscillazioni laterali o antero-posteriori della testa. Il sistema visivo rileva tali spostamenti e attiva gli aggiustamenti posturali per riportare le immagini nella posizione di partenza (5). Le informazioni visive devono poi essere comparate con quelle derivanti dagli altri due sistemi, in quanto l'occhio da solo non riesce a distinguere se lo scorrere delle immagini sulla retina sia dovuto al movimento dell'occhio stesso, della testa o dell'intero corpo. L'informazione visiva utile al mantenimento della postura dipende inoltre da diversi fattori, ad esempio dall'acuità visiva del soggetto, dall'illuminazione dell'ambiente, dalla dimensione e posizione dell'oggetto usato come riferimento.

Il *sistema somatosensoriale*, nello specifico la propriocezione, permette al SNC di percepire la posizione del corpo e delle sue parti nello spazio e di avvertire la contrazione muscolare e il movimento dei diversi distretti corporei anche senza l'apporto della vista. Per il mantenimento dell'equilibrio su una superficie di sostegno ferma, piatta e fissa gli stimoli dominanti derivano dai propriocettori

muscolari, che comprendono i fusi neuromuscolari e gli organi tendinei del Golgi, dai recettori articolari e dai meccanocettori della cute. Questi ultimi infatti sono in grado di rilevare pressioni e stiramenti della pelle, forniscono quindi informazioni sulle forze scambiate tra soggetto e base di appoggio. La frequenza dei potenziali d'azione generati dai meccanorecettori permette di comprendere l'entità della pressione e/o stiramento della pelle e quindi l'ampiezza della forza scambiata tra superficie e piedi. I recettori articolari hanno come funzione principale quella di assistere il sistema motorio, regolandone il tono muscolare e la rigidità. I fusi neuromuscolari sono posti in parallelo alle fibre muscolari e monitorano lo stato di allungamento dei muscoli, da questi dipende il senso della posizione e la possibilità di modulare finemente la risposta muscolare (5).

Esistono due diversi meccanismi per la stabilizzazione posturale:

- Meccanismo reattivo, si tratta di un controllo in catena chiusa o a feedback, valuta il ritorno a una condizione di equilibrio in seguito a perturbazioni esterne.
- Meccanismo anticipativo, si tratta di un meccanismo di controllo in catena aperta o a feedforward, basato su modello interno di fusione sensoriale e di predizione della dinamica.

Il primo meccanismo genera quindi una coppia correttiva basata sull'oscillazione del corpo rilevata dai tre sistemi (vestibolare, visivo e somatosensoriale) che portano l'informazione dall'esterno, si basa quindi sull'informazione sensoriale. Il secondo meccanismo invece è correlato alla capacità del SNC di prevedere l'effetto del movimento nello spazio e sui vari distretti corporei. La stabilità, durante movimenti complessi, coinvolge entrambi i meccanismi.

### **2.1.2 Strategie di controllo della postura**

Come già detto, il mantenimento della postura eretta è un processo dinamico anche in condizioni di quiete. Il CoM infatti oscilla continuamente, tali oscillazioni sono dovute a contrazioni muscolari messe in atto per contrastare la forza di gravità, gli stimoli uditivi, visivi e meccanici che derivano dall'ambiente esterno e le destabilizzazioni provenienti dall'organismo stesso (battito cardiaco, respirazione, flusso sanguigno, ecc.) (3).

La forza esercitata dall'accelerazione di gravità sul CoM deve essere contrastata dalla forza esercitata dalla superficie contro i piedi, che dipende dalle coppie articolari sviluppate dalla caviglia. Le variazioni di posizione del CoM implicano un effettivo movimento di tutta la massa corporea, mentre variazioni della posizione del CoP sono proporzionali, finché il piede non si muove, alla coppia muscolare della caviglia e quindi non implicano nessun movimento. Il controllo della postura eretta richiede un inseguimento continuo e reciproco di CoM e CoP.

Per mantenere l'equilibrio il corpo deve continuamente regolare la sua posizione nello spazio al fine di avere il CoM all'interno della base di appoggio o per riportarlo in posizione dopo una perturbazione. Il corpo umano ha sviluppato diverse strategie per ripristinare l'equilibrio posturale, la strategia di caviglia, la strategia d'anca e la strategia del passo (3).

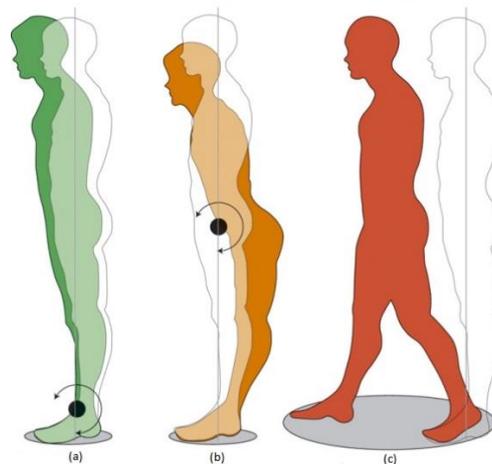


Figura 2 Strategie di controllo dell'equilibrio. (a) strategia di caviglia. (b) Strategia d'anca. (c) Strategia del passo.

La *strategia di caviglia* [Figura 2 (a)] permette di compensare e recuperare sbilanciamenti minimi o moderati ma lenti in quanto il momento di inerzia del corpo sulla caviglia è rilevante. Questa strategia agisce sul CoP modulando l'attivazione dei muscoli flessori plantari e dorsiflessori della caviglia, la modulazione della coppia muscolare alla caviglia controlla direttamente e velocemente il CoP, mentre l'azione sul CoM è meno importante; richiede pertanto una buona capacità muscolare.

La *strategia di anca* [Figura 2 (b)] agisce direttamente sul CoM mediante spostamenti relativi di parti del corpo. Consiste in movimenti flesso-estensori

dell'anca rapidi, richiede un minore sforzo muscolare rispetto alla precedente e permette di compensare rapide e moderate perturbazioni dell'equilibrio o situazioni in cui il soggetto non è in grado di produrre una coppia alla caviglia tale da riportare il CoM all'interno della base di appoggio.

La *strategia del passo* [Figura 2 (c)] permette di compensare perturbazioni dell'equilibrio importanti e brusche. Viene usata quando le altre due strategie sono inutili o quando il baricentro ha già oltrepassato il perimetro della base di appoggio. Consiste nel fare un passo nella direzione dello sbilanciamento per allargare la base di appoggio e quindi evitare la caduta.

La scelta della strategia da utilizzare varia in base alla perturbazione ma anche in base alle esperienze pregresse del soggetto. Soggetti sani adottano una combinazione di strategie per mantenere l'equilibrio.

### 2.1.3 Muscoli interessati nella postura eretta

Tra i muscoli della gamba interessati nel mantenimento della postura eretta vi sono gastrocnemio, soleo e tibiale anteriore.

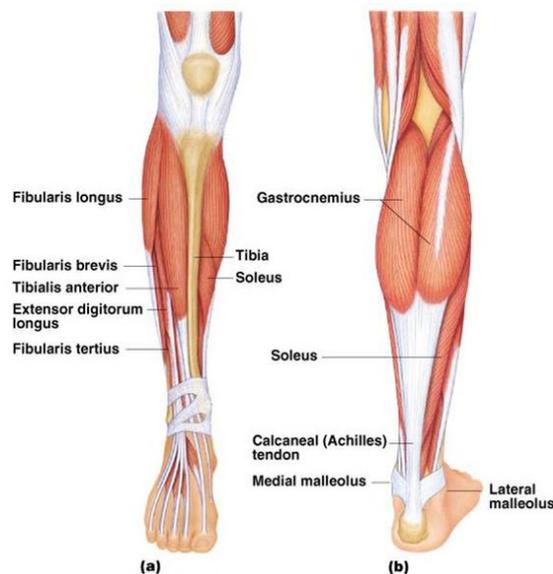


Figura 3 Muscoli della gamba. Visione anteriore (a). Visione posteriore (b)

Il *gastrocnemio*, chiamato anche gemelli o più comunemente polpaccio, è situato nella parte posteriore della gamba. Insieme al muscolo soleo forma il tricipite della sura o tricipite surale poiché i tre tendini si uniscono a formare il tendine di Achille.

Gastrocnemio e soleo sono i principali responsabili della flessione plantare del piede. Il gastrocnemio partecipa anche alla flessione del ginocchio.

Il muscolo gastrocnemio è formato da due capi, uno mediale e uno laterale, che hanno origine dalla parte superiore del corrispondente condilo femorale e dalla parte adiacente della capsula articolare del ginocchio, ai quali sono legati attraverso un robusto tendine che si espande a ventaglio per dare origine alle fibre dei corrispondenti ventri muscolari. I due capi formano i corrispondenti margini inferiori della fossa poplitea e ciascuno di essi termina su un'aponeurosi, ovvero la sottile fascia fibrosa che ricopre e avvolge il muscolo e va a continuarsi nel tendine, le due aponeurosi si uniscono poi nel tendine di Achille.

Una caratteristica fondamentale del gastrocnemio è l'orientamento delle fibre muscolari, le quali raggiungono il tendine con decorso obliquo rispetto all'asse, per questo viene definito muscolo a fascio obliquo o pennato. La pennazione implica che le fibre abbiano una lunghezza nettamente più corta rispetto al ventre muscolare e che possano quindi sviluppare una contrazione altrettanto limitata. D'altro canto però questo permette di compattare un gran numero di fibre in un'area trasversale minore, di conseguenza tali fibre garantiscono uno sviluppo di forza notevole.

Il *soleo* è posto profondamente rispetto ai due gemelli, origina dalla testa e dal terzo superiore della faccia posteriore della fibula, sulla linea poplitea della tibia e dall'arcata del soleo. Il suo tendine insieme ai tendini del gastrocnemio formano il tendine di Achille, il quale si inserisce alla tuberosità calcaneare. Il soleo è l'unico muscolo del tricipite surale ad essere monoarticolare. Tutto il gruppo muscolare è innervato dai rami del nervo tibiale.

Il *tibiale anteriore* si trova nella parte anteriore della gamba. È innervato dal nervo peroniero profondo e origina dal condilo laterale e dalla metà superiore della faccia laterale della tibia, dalla porzione supero-mediale della membrana interossea della gamba, dalla fascia crurale che avvolge tutti i muscoli della gamba e dal vicino setto intermuscolare. Scorre lungo il margine anteriore della tibia affiancando il muscolo estensore lungo delle dita, all'altezza del terzo distale della gamba prosegue in un tendine. Il muscolo tibiale anteriore si occupa della flessione dorsale,

dell'adduzione e della rotazione mediale del piede. È l'antagonista del gastrocnemio.

Il sistema muscolare ha un ruolo fondamentale nel controllo della postura, il quale si basa sul contributo passivo (rigidezza elastica propria dei tessuti muscolari) e attivo dei muscoli scheletrici. La rigidità muscolare intrinseca infatti contribuisce a stabilizzare le oscillazioni posturali ma non è sufficiente a stabilizzare la postura eretta (6), il contributo attivo dei muscoli scheletrici ha per questo una notevole rilevanza nel mantenere la stabilità posturale. Per questo motivo sono state acquisite informazioni sul controllo attivo dell'equilibrio posturale mediante elettromiografia (EMG) (7).

I muscoli maggiormente interessati nel meccanismo di controllo della postura attraverso la strategia di caviglia sono appunto soleo e gastrocnemio, che agiscono per correggere piccole perturbazioni. Il contributo principale dei muscoli del polpaccio nella stabilizzazione del corpo umano è associato al fatto che, durante la postura eretta, il movimento del corpo somiglia al movimento del pendolo inverso incernierato alla caviglia.

#### **2.1.4 Corpo come pendolo inverso**

Al fine di studiare i meccanismi di controllo dell'equilibrio si ricorre a modelli biomeccanici del corpo, che possono essere più o meno complessi a seconda del numero di corpi rigidi usati per modellizzare il corpo e dei gradi di libertà di movimento considerati.

È possibile, in prima approssimazione, paragonare il corpo durante il mantenimento della postura eretta, in appoggio bipodalico, al pendolo inverso a singolo segmento incernierato al piede tramite l'articolazione della caviglia (8). Considerando il movimento nel piano sagittale, si ha in questo modo un solo grado di libertà e il problema è trattabile analiticamente.

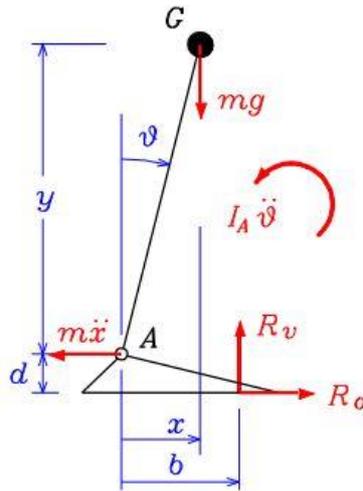


Figura 4 Modello del pendolo inverso, diagramma di corpo libero con forze di inerzia ridotte alla caviglia. (9)

In Figura 4 è riportato il modello del pendolo inverso in cui la massa del corpo è concentrata nel baricentro G a distanza  $l$  dal centro dell'articolazione della caviglia (A). Il segmento rigido che collega G ad A è inclinato in avanti di un angolo  $\vartheta$  rispetto alla verticale. Le coordinate  $x$  e  $y$  sono rispettivamente la posizione orizzontale e verticale del baricentro, mentre  $d$  corrisponde all'altezza della caviglia. Sul corpo agiscono la forza di gravità, le forze di inerzia e la reazione vincolare del terreno. Per l'equilibrio del sistema valgono le seguenti equazioni:

$$\begin{cases} R_v = mg \\ R_o = m\ddot{x} \\ mg(b - x) + m\ddot{x}d + I_A\ddot{\vartheta} = 0 \end{cases}$$

Con  $R_v$  e  $R_o$  componenti della reazione vincolare del terreno verticale e orizzontale rispettivamente,  $g$  accelerazione di gravità,  $\ddot{x}$  accelerazione in direzione anteroposteriore del baricentro,  $b$  posizione del punto di applicazione della reazione vincolare del terreno,  $I_A$  momento di inerzia alla caviglia e  $\ddot{\vartheta}$  accelerazione angolare del baricentro.

Considerando piccole oscillazioni ( $\vartheta < 10^\circ$ ), per cui  $\sin\vartheta \approx \vartheta$  e  $\cos\vartheta \approx 1$ , si possono fare le seguenti approssimazioni:

$$\begin{cases} x \cong l\vartheta \\ y \cong l \end{cases} \quad \begin{cases} \ddot{x} \cong l\ddot{\vartheta} \\ \ddot{y} \cong 0 \end{cases}$$

In prima approssimazione si può considerare l'altezza del piede e l'accelerazione del baricentro in direzione anteroposteriore trascurabili ( $d \approx 0$  ;  $\ddot{x} \approx 0$ ), si ha così che la terza equazione del sistema diventa :

$$mg(b - x) + \frac{I_A \ddot{x}}{l} = 0$$

$$\ddot{x} = \frac{mgl}{I_A}(x - b)$$

Il moto del baricentro nel piano sagittale dipende quindi dalla differenza tra la posizione del baricentro stesso ( $x$ ) e la posizione di reazione del terreno ( $b$ ). Il sistema è in equilibrio statico solamente quando  $x = b$ , cioè quando le due posizioni coincidono.

## 2.2 Elettromiografia e controllo posturale

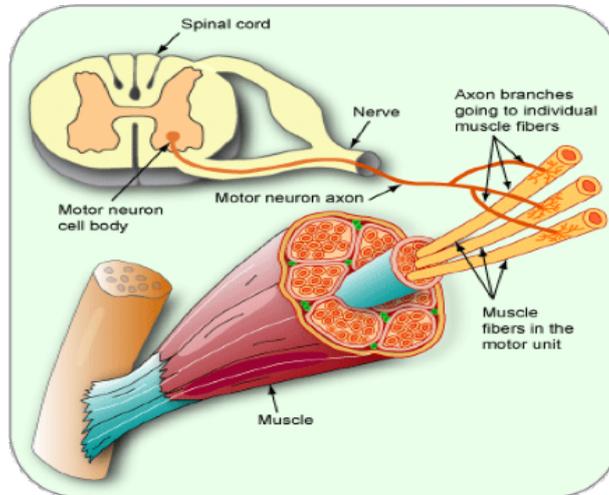
Come già accennato il controllo della postura eretta comporta un contributo passivo e un contributo attivo dei muscoli scheletrici. La rigidità muscolare contribuisce in parte nello stabilizzare le oscillazioni posturali (6), ma il contributo attivo dei muscoli è di primaria importanza per mantenere la stabilità in posizione eretta. È quindi presente una stretta correlazione tra attività muscolare e oscillazioni. Poiché la maggior parte delle oscillazioni avvengono a livello della caviglia (10), i muscoli maggiormente indagati sono gastrocnemio, soleo e tibiale anteriore.

### 2.2.1 Il segnale EMG

L'elettromiografia è una tecnica usata per il rilevamento e analisi dei potenziali elettrici prodotti durante le contrazioni muscolari. Tali potenziali riflettono l'attività delle unità funzionali del sistema neuromuscolare, ovvero l'unità motoria.

L'*unità motoria* [Figura 5] è l'unità funzionale del muscolo. È la più piccola unità che il SNC è in grado di attivare e di controllare ed è composta dal motoneurone  $\alpha$ , caratterizzato da un corpo cellulare (soma) con numerosi dendriti, localizzato all'interno del midollo spinale, da un lungo assone ricoperto da una guaina mielinica che si sfiocca a livello del muscolo, e dalle fibre muscolari innervate dal motoneurone. Il numero di fibre muscolari per unità motoria determina la

precisione del controllo di un muscolo e varia da poche unità a qualche migliaia, mentre il numero di unità motorie per muscolo è legato alla sua dimensione e varia da un minimo di cento a un massimo di alcune migliaia (11).



*Figura 5 Unità motoria. Dal midollo spinale partono i motoneuroni che, arrivando alla periferia del sistema, innervano un certo numero di fibre muscolari formando le giunzioni neuromuscolari. A questo punto l'impulso elettrico generato dal sistema nervoso e propagatosi lungo l'assone del motoneurone viene tradotto in messaggio chimico, provocando l'attivazione della risposta elettrica e meccanica del muscolo.*

Le fibre muscolari che formano il muscolo si differenziano per dimensione, metabolismo e per il comportamento elettrico e meccanico. Si possono identificare due tipi di fibre, di tipo I, più piccole e resistenti alla fatica, producono forze inferiori e hanno velocità elettrica di conduzione minore, e di tipo II, più grandi e meno resistenti alla fatica, producono forze di entità maggiore e hanno velocità di contrazione meccanica e di conduzione elettrica maggiore. Ogni fibra muscolare contiene migliaia di piccoli filamenti, le miofibrille, le quali sono costituite da unità dette sarcomeri. I sarcomeri sono formati da filamenti sottili (costituiti da actina) alternati a filamenti spessi (costituiti da miosina) che si ripetono lungo la miofibrilla conferendo alla fibra un aspetto striato. La contrazione muscolare è possibile grazie allo scivolamento dei filamenti di actina su quelli di miosina.

Il segnale EMG viene generato grazie all'eccitabilità della membrana cellulare, la diversa concentrazione ionica presente ai due lati della membrana cellulare fa sì che si abbia una differenza di potenziale negativa tra interno ed esterno della cellula. Negli assoni le differenze di concentrazioni più rilevanti riguardano gli ioni potassio ( $K^+$ ) e gli ioni sodio ( $Na^+$ ). In condizioni di riposo la concentrazione di ioni potassio all'interno della cellula è circa trenta volte superiore a quella esterna, mentre la concentrazione di ioni sodio all'esterno della cellula è circa quindici volte

maggiore rispetto all'esterno. Come risultato si ha quindi un lieve eccesso di cariche negative all'interno della cellula, si stabilisce così una differenza di potenziale ai capi della membrana di circa  $-70\text{mV}$ . Uno stimolo capace di portare questa differenza di potenziale a un valore di almeno  $-40\text{mV}$  permette di depolarizzare la membrana e generare il potenziale d'azione, caratterizzato da un'inversione della polarità della membrana.

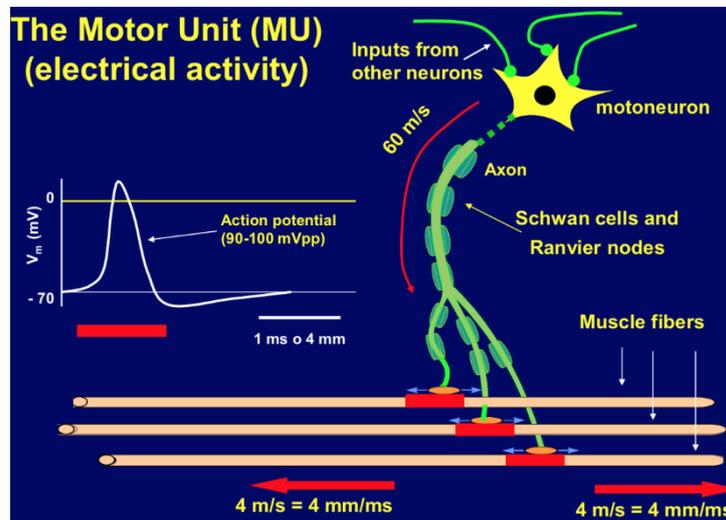


Figura 6 Rappresentazione della propagazione del potenziale d'azione dall'assone alla giunzione neuromuscolare e infine verso i tendini a una velocità di  $4 \text{ m/s}$  (11).

Il trasferimento di potenziale elettrico lungo l'assone è all'origine della contrazione muscolare. L'impulso si propaga a una velocità di  $50-100 \text{ m/s}$ , a livello delle fibre muscolari questa propagazione avviene grazie alla giunzione neuromuscolare per mezzo del rilascio di acetilcolina (trasmettitore chimico), la quale, combinandosi con i recettori presenti sul sarcolemma, ne provoca la depolarizzazione dando luogo a due potenziali d'azione in senso opposto che viaggiano lungo le fibre della zona di innervazione con velocità circa dieci volte inferiore (da  $2$  a  $8 \text{ m/s}$ ) fino alle terminazioni tendinee (11).

Ogni potenziale d'azione genera una contrazione meccanica, la forza di tale contrazione è regolata dal SNC attraverso una strategia di reclutamento delle unità motorie per cui al crescere della forza richiesta al muscolo (da zero alla massima forza contrattile volontaria-MVC) aumenta il numero di unità motorie reclutate partendo da quelle di tipo I, a metabolismo aerobico e meno affaticabili, a quelle di tipo II. La strategia di reclutamento prevede anche un fattore legato alla frequenza, indipendente dal numero di unità motorie reclutate, il SNC infatti recluta una unità

motoria con una frequenza di attivazione che inizia intorno alle 8 attivazioni al secondo e cresce, all'aumentare della forza richiesta, fino a 35 attivazioni al secondo. La forza può quindi aumentare con il numero di unità motorie reclutate, con l'aumento della frequenza di sparo delle unità già reclutate o con entrambi i meccanismi.

La somma dei potenziali delle singole fibre di una stessa unità motoria prende il nome di potenziale di unità motoria (MUAP). Il contributo del potenziale d'azione di ogni singola unità motoria si somma in maniera asincrona e genera il segnale elettromiografico. Il segnale EMG è di tipo casuale, a meno che la stimolazione non avvenga da uno stimolatore elettrico esterno. In prima approssimazione l'ampiezza del segnale EMG è correlata al livello di forza, infatti la forza e il numero di unità motorie reclutate aumentano all'aumentare dell'ampiezza del tracciato EMG.

*Le tecniche di prelievo del segnale EMG* possono essere invasive o non invasive. Le prime consistono nell'inserire aghi all'interno del muscolo, sono generalmente usate in clinica in ambito neurologico per studiare la morfologia del potenziale d'azione e la frequenza di attivazione, per cui il prelievo deve essere il più possibile selettivo in modo da registrare l'attività di poche unità motorie. Le tecniche non invasive invece prevedono l'applicazione di elettrodi di superficie sulla cute. Tipicamente il tipo di prelievo è bipolare o singolo differenziale, per cui si usano due elettrodi posti sulla cute e si legge il potenziale che risulta dalla differenza dei due potenziali letti dagli elettrodi.

### **2.2.2 EMG e muscoli della gamba implicati nella postura eretta**

I segnali EMG possono essere acquisiti con entrambe le tecniche già discusse, ovvero posizionando elettrodi di superficie sulla cute nella regione sopra il muscolo (elettromiografia di superficie) o inserendo degli elettrodi (aghi) all'interno del muscolo (elettromiografia intramuscolare). Ciascuna tecnica ha i suoi aspetti positivi. L'elettromiografia intramuscolare ha un'elevata selettività per il potenziale d'azione delle singole unità motorie poiché gli aghi vengono inseriti vicino alle fibre muscolari, in questo modo i potenziali d'azione delle singole unità motorie possono essere facilmente osservabili. D'altro canto però l'elettromiografia di superficie fornisce una visione dell'attivazione muscolare più rappresentativa

poiché permette di campionare volumi più ampi. Il segnale EMG prelevato dall'elettromiografia di superficie è normalmente somma di molti potenziali d'azioni provenienti dalle diverse unità motorie attive. A causa della sua non-invasività la tecnica dell'elettromiografia di superficie è stata ampiamente usata in letteratura (12).

In genere viene usata una singola coppia di elettrodi di superficie per il campionamento dai singoli muscoli. L'acquisizione tramite elettromiografia di superficie, mostrata in Figura 7, consiste nel:

- Determinare e amplificare la tensione (differenza di potenziale) tra il segnale rilevato dagli elettrodi di superficie e l'elettrodo di riferimento tramite un dispositivo detto amplificatore differenziale;
- Filtrare il segnale per attenuare le componenti indesiderate (ad esempio a 50 o 60Hz);
- Convertire il segnale in valori di tensione digitali al fine di salvarlo in un computer;
- Infine il segnale viene processato per calcolare indici elettromiografici.

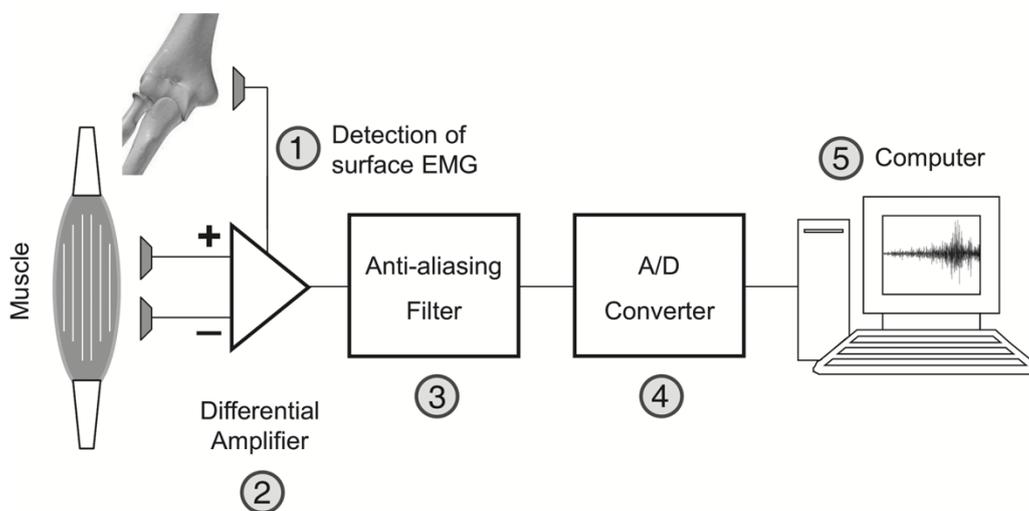


Figura 7 Diagramma a blocchi semplificato per l'acquisizione EMG di superficie. (1) Rilevazione di potenziali mioelettrici con elettrodi di superficie e un elettrodo di riferimento; (2) amplificazione di tali potenziali con amplificatori differenziali; (3) filtraggio analogico dei potenziali amplificati per evitare l'aliasing; (4) campionamento dell'elettromiogramma di superficie in valori di tensione digitali da memorizzare su un computer (5) (12).

I muscoli implicati nella postura eretta, in primo luogo il gastrocnemio, sono muscoli pennati in profondità. Le fibre muscolari del gastrocnemio infatti non sono parallele alla cute, pertanto i potenziali d'azione non propagano lungo il muscolo, ma verso l'aponeurosi superficiale e l'aponeurosi profonda partendo dalla zona di innervazione. Per questo motivo posizionare una coppia di elettrodi sopra un muscolo pennato potrebbe implicare acquisire il segnale EMG da una regione locale del muscolo.

Attraverso una matrice lineare di elettrodi di superficie sul gastrocnemio mediale [Figura 8 (A)] è possibile registrare la variazione spaziale nell'attività del gastrocnemio mediale di un soggetto giovane durante la postura eretta. Si nota in Figura 8 (B) come da canali diversi vengono rilevati potenziali d'azione diversi. Nello specifico i segnali EMG di superficie dei canali 1-3 hanno una ampiezza relativamente bassa rispetto ai canali distali (canali 4-15), inoltre i canali 13-15 campionano dallo stesso gruppo di fibre muscolari (7).

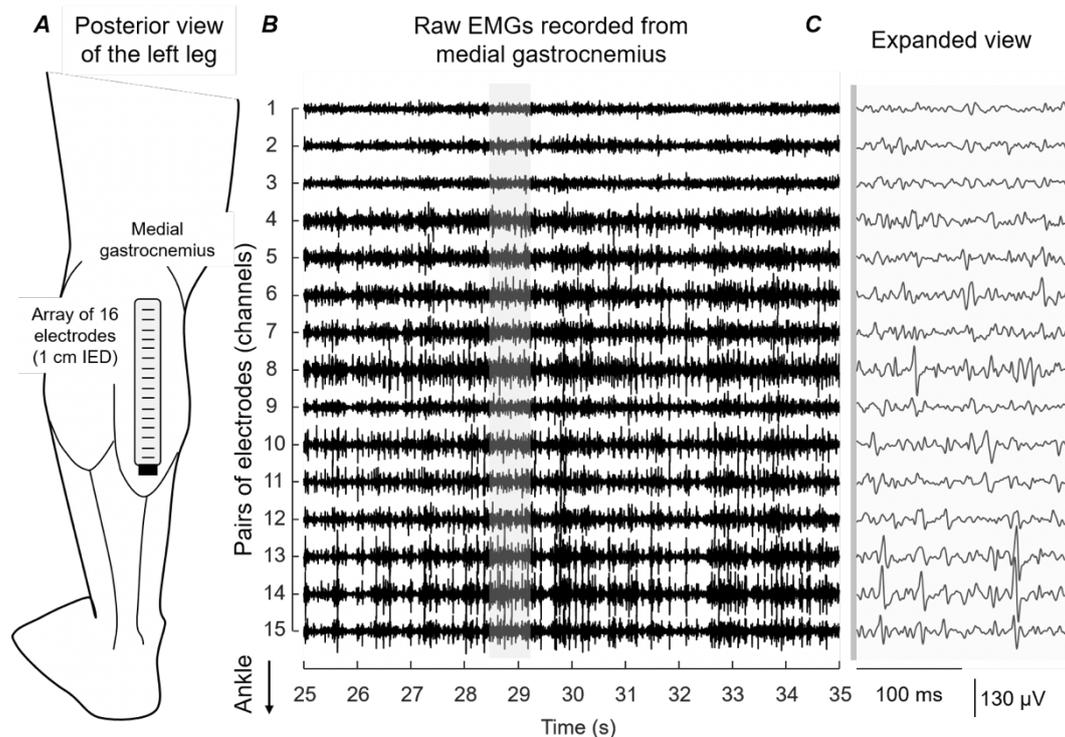


Figura 8 Attività del gastrocnemio mediale durante la postura eretta. (A) Matrice lineare di elettrodi posizionata sulla cute nella regione del gastrocnemio mediale della gamba sinistra durante la postura eretta di un soggetto giovane. (B) Segnale EMG grezzo acquisito dal gastrocnemio mediale in derivazione singolo differenziale per 10 s. Si nota una ampiezza relativamente elevata dal canale 4 al canale 8 e dal canale 10 al canale 15, dal canale 1 al canale 3 e nel canale 9 invece si nota una ampiezza relativamente bassa. (C) Visione espansa (500 ms) di tutti i segnali EMG (7).

È stato dimostrato (13) che le unità motorie attive all'interno del gastrocnemio durante la postura eretta occupano piccoli territori lungo l'asse longitudinale del muscolo ( $\sim 4$  cm), suggerendo che le registrazioni EMG di superficie sono selettive per rivelare variazioni spaziali nell'attività del gastrocnemio. Inoltre vi è una quantità maggiore di unità motorie attive nella porzione distale-mediale del gastrocnemio rispetto alla porzione prossimale (13).

Nonostante una coppia di elettrodi, non ravvicinati, posizionata nella regione mediale-distale del gastrocnemio, potrebbe fornire un segnale rappresentativo dell'attività di questo muscolo durante la postura eretta, l'elettromiografia di superficie ad alta densità sembra offrire una visione più rappresentativa dell'attività muscolare nei muscoli pennati. Combinando elettromiografia di superficie e intramuscolare è stato osservato (14) come una distanza interelettrodica fino a 5-7 cm può fornire segnali EMG rappresentativi dell'attività del gastrocnemio mediale con crosstalk dovuto al soleo trascurabile. Quindi, aumentare la distanza tra una coppia di elettrodi e posizionarli nella regione mediale-distale del gastrocnemio mediale, può essere un'alternativa all'elettromiografia di superficie ad alta densità per campionare segnali EMG più rappresentativi dell'attività del gastrocnemio mediale durante la postura eretta in un soggetto giovane.

L'acquisizione bipolare di segnali EMG è possibile anche per un altro muscolo implicato nel mantenimento della postura eretta, il soleo. Alcuni studi (15) hanno mostrato come esistano differenze medio-laterali nell'attivazione del soleo. Posizionare una coppia di elettrodi di superficie su ogni porzione medio-laterale del soleo, quelle non coperte dal gastrocnemio, può quindi essere rilevante per avere una visione più rappresentativa dell'attività del soleo, in caso di possibili differenze spaziali nell'attività al suo interno (7).

Per quanto riguarda il muscolo tibiale anteriore, antagonista del gastrocnemio e soleo, durante il mantenimento della postura eretta, è stato riscontrato che in soggetti sani e giovani la sua attività è pressoché silente (16). In soggetti anziani invece mantenere la postura eretta diviene un compito sempre più esigente in termini di attivazione muscolare, portando l'attività del tibiale anteriore ad aumentare (17).

### 2.2.3 Applicazioni del segnale EMG nel controllo posturale

Le applicazioni del segnale EMG in ambito posturale riguardano quali muscoli vengono attivati durante la postura eretta e come, i meccanismi di controllo che vi sono alla base, l'effetto dell'età e delle demenze sull'attività dei muscoli posturali durante la postura eretta e l'effetto di programmi di training sull'attività posturale (7).

Il controllo della postura eretta riguarda principalmente la minimizzazione dell'attivazione muscolare. Studi recenti hanno dimostrato come i muscoli coinvolti nel mantenimento della postura eretta alternino momenti di attivazione e silenziamento (controllo intermittente). Questa sembra essere una strategia naturale adottata dal SNC per diversi motivi: permettere al sistema nervoso di percepire gli angoli articolari senza interferenza dovuta alla contrazione dei muscoli, ridurre il costo metabolico e non aumentare l'instabilità posturale (7). Il sistema di controllo posturale dà quindi priorità alla minimizzazione dell'attivazione muscolare a costo di oscillazioni posturali più ampie ma non eccessive (18).

Diversi studi hanno dimostrato come soggetti a cui viene mostrato un feedback visivo in tempo reale del loro CoP siano in grado di diminuire le oscillazioni posturali, tale diminuzione aumenta quando agli stessi soggetti viene mostrato il feedback con un certo livello di magnificazione (19; 20; 21; 22). In particolare Cawsey et al. (19) hanno testato 7 diverse magnificazioni: 1×, 4×, 8×, 16×, 32×, 48×, 64× (ad esempio nella condizione 4×, 1 cm di movimento reale del CoP corrisponde a 4 cm di movimento del CoP visualizzato sullo schermo), arrivando ad affermare che si raggiunge un plateau nella diminuzione della radice della media quadratica (RMS) del CoP alla magnificazione 4× in direzione antero-posteriore (AP) e alla magnificazione 8× in direzione medio-laterale (ML). Jehu et al. (21) hanno osservato che una magnificazione di 5× è sufficiente a ridurre le oscillazioni in direzione AP, in questo studio è stato chiesto a 19 soggetti sani di stare fermi il più possibile su una pedana di forza cercando di minimizzare il movimento di un rettangolo di 2 mm × 2 mm rappresentante il loro CoP all'interno di un rettangolo di 2 mm × 3 mm fisso al centro dello schermo.

In nessuno di questi studi però è mai stata investigato lo sforzo muscolare richiesto ai muscoli coinvolti nel mantenimento della postura eretta. A questo proposito, il presente studio ha come obiettivo valutare il grado di attivazione muscolare, in relazione all'area di oscillazione posturale, in soggetti sani ai quali viene chiesto di mantenere il loro CoP all'interno di target circolari di due diversi diametri, 4 mm e 2 mm rispettivamente. I muscoli indagati sono gastrocnemio mediale-distale, soleo mediale e laterale e tibiale anteriore.

### **2.3 Test per valutazione e training posturale**

Le patologie che interessano l'equilibrio sono diverse e frequenti in medicina. Tra le cause che portano a disturbi dell'equilibrio vi possono essere lesioni cerebrali o spinali, malattie neurodegenerative come il Parkinson, condizioni patologiche a carico dell'orecchio interno, invecchiamento, ecc. La perdita del controllo dell'equilibrio è disabilitante e comporta una limitazione della mobilità con conseguente riduzione della qualità della vita. Inoltre spesso può portare a cadute, le quali possono avere come conseguenza fratture ossee, specialmente negli anziani, e nel peggiore dei casi la morte (22).

La *posturografia* è una tecnica usata per la valutazione oggettiva del controllo posturale attraverso lo studio del movimento del CoP e si è mostrata efficace come prova complementare per la diagnosi clinica (23). La posturografia è l'insieme delle rappresentazioni grafiche inerenti alla postura statica e dinamica durante la registrazione del movimento del CoP grazie ad una pedana di forza.

La *posturografia statica* utilizza una pedana di forza fissa per registrare le oscillazioni posturali del CoP dei pazienti durante la posizione ortostatica. Si valuta la capacità della persona di stare in piedi misurando l'ampiezza delle sue oscillazioni posturali in quiete. Questo test viene valutato istruendo il soggetto in modo che stia fermo, in piedi sulla pedana di forza per un determinato periodo di tempo (dell'ordine di qualche decina di secondi). Alla fine della prova si può ricavare la posizione del CoP istante per istante. Lo stesso test può essere ripetuto con gli occhi chiusi per sopprimere gli input visivi oppure si può interporre un cuscino in gomma tra i piedi e la pedana di forza per rendere cedevole la base di appoggio e disturbare gli input derivanti dal sistema somatosensoriale.

La *posturografia dinamica* invece utilizza una piattaforma dinamometrica montata su un supporto mobile, capace di inclinarsi in avanti e indietro, di muoversi orizzontalmente e di rotare. In questa condizione il soggetto non è in stato di quiete ma viene perturbato da stimoli esterni improvvisi al fine di studiare i tempi di risposta e la capacità di mantenere l'equilibrio.

Il procedimento di valutazione dell'equilibrio o controllo posturale mediante posturografia si basa sulla combinazione di prove statiche e dinamiche. Le parti fondamentali da cui può essere formata una valutazione sono le analisi sensoriali statiche (posturografia statica con occhi aperti, chiusi e con cuscino in gomma tra piedi e pedana) e dinamiche (posturografia dinamica), studio dei limiti di stabilità e analisi del controllo ritmico e direzionale (23).

### 2.3.1 Test di valutazione posturale

Un test che permette la valutazione della stabilità posturale e che fornisce risultati validi e affidabili è il test *Limiti di Stabilità* (LOS) (24). I limiti di stabilità sono limiti specifici dello spazio in cui il corpo può muoversi attorno alla caviglia e mantenere la sua posizione senza cambiare la sua base di supporto (25). Negli adulti, se il movimento a livello dell'articolazione della caviglia viene inteso come quello del pendolo inverso, i limiti di stabilità si estendono mediamente da  $6.25^\circ$  a  $8^\circ$  in avanti, da  $4^\circ$  a  $4.45^\circ$  all'indietro e  $8^\circ$  lateralmente, per un totale di circa  $12^\circ$  in direzione AP e  $16^\circ$  in direzione ML (25; 26; 27). L'area all'interno di questo cono [Figura 9] rappresenta il dominio entro cui il CoG può muoversi in sicurezza senza dover cambiare la base di supporto facendo un passo o aggrappandosi ad un oggetto esterno per la stabilità (27).



Figura 9 Cono di stabilità. Il soggetto sta spostando il suo CoM in avanti (1).

I limiti di stabilità teorici vengono stimati in base agli angoli di oscillazione sopra riportati e in base all'altezza del CoM del soggetto. Tali angoli sono basati sull'assunzione che in posizione eretta stabile il CoM del soggetto si trova  $2.3^\circ$  avanti rispetto al piano frontale e circa a metà dell'altezza del soggetto ( $\text{CoM} = 0.5527 \times \text{altezza}$ ) (28).

Il LOS test valuta il controllo posturale volontario in quanto ai partecipanti è richiesto di muoversi verso 8 diversi target, che possono essere disposti al 50%, 75% o 100% dei limiti di stabilità teorici, quando sollecitati da un segnale visivo sullo schermo (29). L'istruzione che viene data al soggetto è quella di spostare il suo peso corporeo, usando l'articolazione della caviglia come asse primario di rotazione, senza cambiare la posizione dei piedi, in otto diverse direzioni (una direzione alla volta) il più rapidamente e direttamente possibile seguendo l'input visivo sullo schermo, se non è possibile raggiungere il target si deve sporgere il più possibile nella direzione del target senza perdere l'equilibrio (24; 26). Il soggetto deve poi mantenere tale posizione per un certo periodo di tempo, dell'ordine di qualche secondo. Le otto direzioni sono: avanti, indietro, destra, sinistra, avanti-destra, avanti-sinistra, indietro-destra e indietro-sinistra. La prima corrisponde a quella in avanti, le altre si verificano ogni  $45^\circ$  in senso orario, ma tornando ogni volta al target centrale prima di proseguire con il successivo target periferico (26; 27; 28; 29; 30).

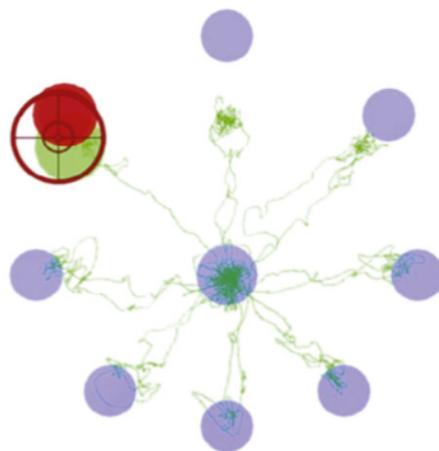


Figura 10 Esempio di traiettoria del CoP nel LOS test. Le otto direzioni sono definite come 1:avanti; 2: avanti-destra; 3: destra; 4: indietro-destra; 5: indietro; 6: indietro-sinistra; 7: sinistra; 8: avanti-sinistra (30).

Il LOS test permette di valutare variabili posturali dinamiche come (1) il tempo di transizione, ovvero il tempo in secondi impiegato per spostare il CoP dal target

centrale a quello periferico, una volta che questo viene evidenziato (24; 27); (2) il controllo direzionale, ovvero il rapporto tra la quantità di movimento nella direzione prevista e la quantità di deviazione dalla traiettoria di movimento ideale, viene espresso in percentuale con 100% corrispondente ad una linea retta tra centro e target periferico (24; 26; 27); (3) la sway area periferica, ovvero l'area di oscillazione calcolata una volta che il soggetto ha raggiunto il target (27; 28).

Questo test è stato impiegato per investigare alterazioni dell'equilibrio in pazienti affetti da Parkinson e discriminare tra pazienti identificati come "fallers", ovvero che abbiano sofferto di almeno una caduta nei sei mesi precedenti, e "non-fallers". Il fattore che ha permesso di meglio discriminare tra queste due categorie è il controllo direzionale (21.77% per i "fallers" contro 68.79% per i "non-fallers") (31).

Ganesan et al. (24) hanno impiegato questo test per valutare i limiti di stabilità specifici per ogni direzione nelle persone con sclerosi multipla e comparare la loro performance con persone sane. I risultati ottenuti hanno messo in evidenza come il tempo di transizione fosse più elevato nei soggetti affetti da sclerosi multipla rispetto a quello dei soggetti sani, soprattutto nella direzione di destra, e come il controllo direzionale fosse decisamente minore per il gruppo di soggetti con sclerosi multipla, soprattutto nelle direzioni indietro-sinistra, indietro e indietro-destra. Tali risultati suggeriscono quindi un controllo posturale compromesso nella parte destra e nelle direzioni delle diagonali posteriori [Figura 11].

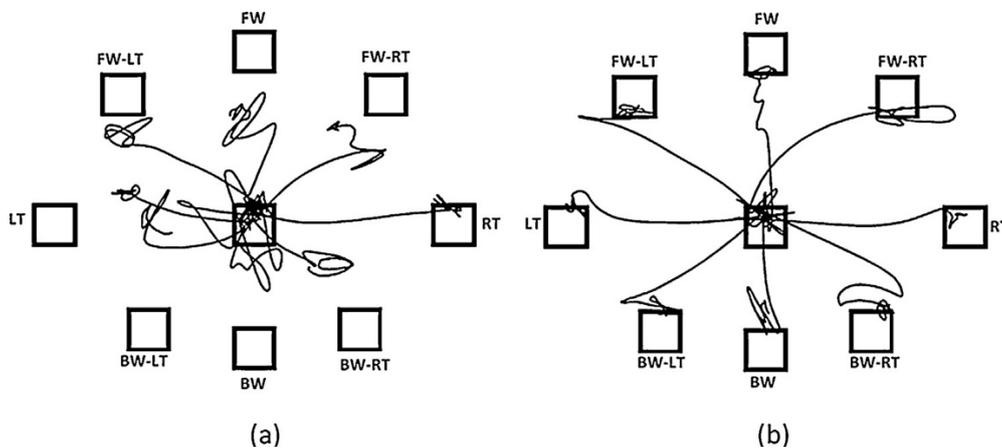


Figura 11 Confronto delle traiettorie tra un soggetto affetto da sclerosi multiple (a) e un soggetto sano (b) (24).

Infine, Garcia et al. (32) hanno confrontato due diverse popolazioni, entrambe composte da soggetti anziani con età maggiore di 64 anni. Nel primo gruppo si trovavano soggetti che avessero riscontrato almeno un episodio di caduta negli ultimi 12 mesi o che avessero un disturbo dell'equilibrio dovuto esclusivamente all'età e non ad altre cause (neurologiche, vestibolari, ecc.), mentre nel secondo gruppo si trovavano soggetti con assenza di disturbi dell'equilibrio. I risultati mostrano un tempo di reazione leggermente maggiore nei soggetti con instabilità (1.217 s contro 1.077 s) e allo stesso modo un controllo direzionale di poco peggiore (66.55% contro 66.30%).

Un altro test presente in letteratura è il *Rhythmic Weight Shift* (RWS) test, il quale permette di valutare il controllo del soggetto in termini di gestione dello spostamento del CoP in modo ritmico e seguendo traiettorie lineari (23; 30). In questo caso si ha un target mobile che si muove tra due target fissi in direzione antero-posteriore o in direzione medio-laterale. I target fissi vengono disposti ad una determinata percentuale dei limiti di stabilità (50%, 75% o 100%) e il target mobile può muoversi a diverse velocità, intese come il tempo che questo impiega a muoversi da un target fisso all'altro, che sono 1s, 2s o 3s (23; 33; 34). Al soggetto viene chiesto di muovere il CoP seguendo il target mobile in direzione antero-posteriore o in direzione medio-laterale senza muovere i piedi o altre parti del corpo.

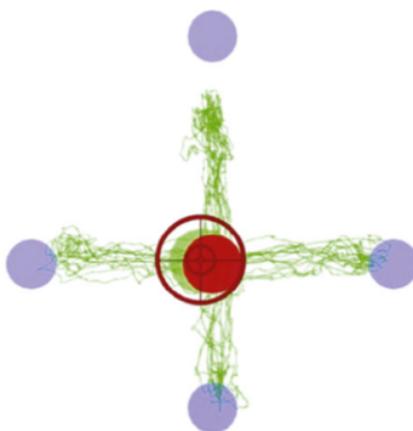


Figura 12 Esempio di traiettoria del CoP nel RWS test (30).

Anche per il RWS test, come per il LOS test, la variabile che viene calcolata è il controllo direzionale, inteso anche qui come rapporto tra la quantità di movimento

nella direzione prevista e la quantità di deviazione dalla traiettoria di movimento ideale. È espresso in percentuale e valutato per ogni combinazione di velocità e direzione (33). Può essere calcolata una ulteriore variabile: l'abilità di ritmo direzionale (Directional Rhythm Ability – DRA), ovvero la distanza media tra il target mobile e il CoP ad ogni istante, più il valore di questa variabile sarà piccolo maggiore sarà il controllo lungo un determinato asse (AP o ML) (30).

Questa tipologia di test è stata impiegata da Rossi et al. (34) per valutare alterazioni dell'equilibrio in persone affette da Parkinson che non avessero mai avuto episodi di cadute, confrontando i risultati con soggetti sani. Da ciò che è scaturito, l'oscillazione in direzione ML è una misura più sensibile in relazione al rischio di cadere rispetto all'oscillazione in direzione AP.

Vervoort et al. (33) invece, tramite il RWS test, hanno confrontato pazienti affetti da Parkinson con e senza Freezing del cammino e soggetti sani. Con Freezing del cammino (FOG) viene definito l'episodica incapacità di generare un passo efficace pur avendo l'intenzione di camminare. Durante questi avvenimenti può capitare che il CoG continui ad andare in avanti mentre i piedi smettono di muoversi, portando il soggetto a perdere l'equilibrio, che non può essere corretto da passi compensatori, e per questo aumentando il rischio di caduta.

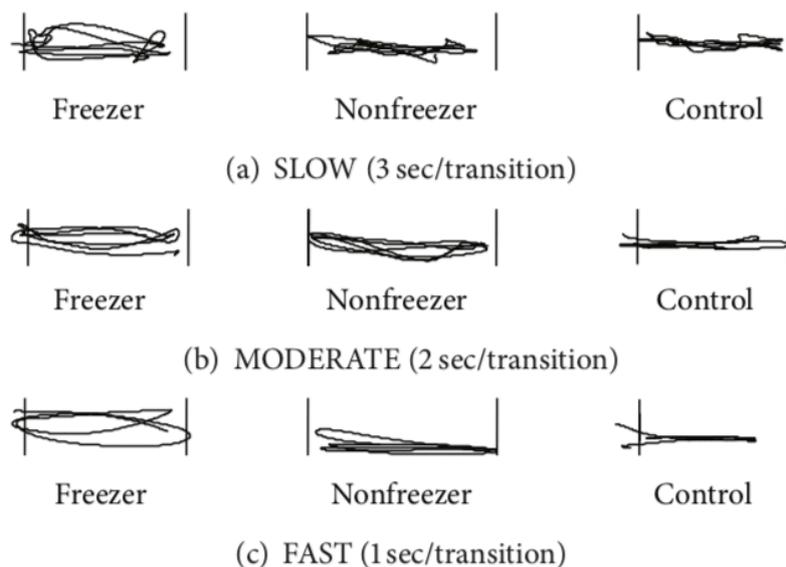


Figura 13 Traiettorie durante il RWS test dei tre gruppi partecipanti: soggetti con Parkinson con e senza episodi di FOG e soggetti sani. Le barre verticali indicano la distanza a cui i soggetti dovevano spostarsi ed è stata impostata al 50% del LOS dei partecipanti. (a), (b) e (c) mostrano le traiettorie per le tre diverse velocità (33).

I risultati hanno mostrato come i pazienti parkinsoniani con episodi di FOG abbiano un peggior controllo direzionale rispetto agli altri due gruppi, in particolare in direzione AP. Questo alterato controllo può essere un fattore che contribuisce alla perdita di equilibrio durante il FOG (33).

L'obiettivo di Lim et al. (35) infine era esaminare gli effetti della neuropatia periferica sulla stabilità posturale in pazienti con diabete di tipo 2. Soggetti affetti da neuropatia diabetica periferica presentano frequentemente intorpidimento alle estremità a causa della diminuzione della funzione del nervo periferico e dell'instabilità posturale dovuta alla riduzione delle funzioni propriocettive. Nel loro studio sono stati inclusi tre diversi gruppi di pazienti, soggetti diabetici di tipo 2 (DC), soggetti diabetici di tipo 2 con neuropatia periferica (DPN) e soggetti sani (NDC). I risultati ottenuti con il RWS test hanno messo in evidenza come il controllo direzionale fosse nettamente peggiore nel gruppo di controllo diabetico (DC) rispetto al gruppo NDC durante lo spostamento di peso in direzione ML a bassa velocità (3s). Durante il movimento ad elevata velocità (1s) il peggioramento si è avuto nel gruppo DPN rispetto al gruppo NDC. Indipendentemente dalla neuropatia periferica, nei soggetti diabetici, si è riscontrato quindi un'instabilità di equilibrio dinamico rispetto ai soggetti normali. Si stima che una marcata riduzione del controllo direzionale possa aumentare il rischio di caduta (35).

### **2.3.2 Esercizi di Training posturale**

Come già evidenziato nel precedente paragrafo, uno scarso equilibrio posturale è stato associato ad un aumento del rischio di caduta e della disabilità della mobilità in diverse tipologie di popolazioni. La visualizzazione del CoP misurato da una piattaforma di forza può essere un approccio promettente per migliorare l'equilibrio. Nelle persone anziane ad esempio è stato riportato che programmi a lungo termine, che includano una combinazione di rafforzamento muscolare ed esercizi specifici di equilibrio, migliorano il controllo dell'equilibrio in soggetti anziani relativamente sani (36). Inoltre, esercizi di training posturale dovrebbero mirare in modo specifico ai sottosistemi coinvolti nel controllo posturale, al fine di migliorare il funzionamento del complesso sistema di controllo dell'equilibrio (36). L'obiettivo degli esercizi di training è insegnare ai partecipanti a controllare il

movimento del CoP durante i compiti di spostamento dinamico del peso e di inclinazione .

Un test utilizzato come esercizio di training posturale per un periodo più o meno lungo, da qualche giorno (27) a qualche settimana (36), consiste nel disporre 8 diversi target nello stesso modo in cui vengono disposti nel LOS test [Figura 10], con la differenza che in questo caso i target vengono evidenziati in senso orario ma senza tornare al target centrale ogni volta. Al soggetto viene quindi chiesto di partire dal target più in alto ( a 0°) e di spostare il suo CoP da un target all'altro seguendo un input visivo e rimanendo su ogni target per un determinato periodo di tempo, dell'ordine di qualche secondo (27; 36).

Hamman et al. (27) hanno valutato l'effetto di questo tipo di esercizio di training su una popolazione di soggetti sani, dividendoli in due gruppi. Il primo gruppo ha eseguito il protocollo di training una volta a settimana per 5 settimane, mentre il secondo una volta al giorno per 5 giorni, per un totale di 5 sessioni per ogni gruppo prevedendo una ripetizione dell'esercizio di 5 volte a sessione. A inizio e fine del periodo di training sono stati svolti dei test di valutazione, tra cui il LOS test (valutazione dinamica) e un test di mantenimento della postura eretta sulla pedana senza feedback visivo (valutazione statica). Non sono state riscontrate differenze statisticamente significative tra i due gruppi nella valutazione statica né nella valutazione dinamica, evidenziando quindi come non ci siano differenze per i soggetti sani tra un training giornaliero e un training settimanale. Inoltre, non sono state riscontrate variazioni nella valutazione statica del controllo posturale, mentre si è visto un miglioramento delle variabili dinamiche in entrambi i gruppi.

Sihvonen et al. (36) hanno studiato l'effetto di training dell'equilibrio tramite feedback visivo per un periodo di 4 settimane sul controllo posturale in donne residenti in case di cura. I soggetti sono stati divisi in due gruppi, un solo gruppo ha preso parte alle sessioni di training 3 volte a settimana mentre l'altro è stato usato come gruppo di controllo. Secondo quanto ottenuto, Shvonen et al. affermano che un training di questo tipo migliora il controllo dell'equilibrio nelle donne anziane, migliorando anche le prestazioni di attività di bilanciamento funzionale relative alla vita quotidiana.

Sayenko et al. (37) hanno proposto, tra gli altri, un esercizio per il training posturale detto ‘*Hunting Exercise*’. Lo scopo del loro studio era valutare il potenziale di apprendimento e i miglioramenti delle prestazioni durante il training dell’equilibrio tramite feedback visivo in soggetti con lesioni incomplete del midollo spinale e determinare se fosse possibile migliorarne la stabilità statica e dinamica. In questo esercizio un target appare sullo schermo in posizioni casuali, il soggetto deve quindi cercare di portare il suo CoP sul target e mantenerlo su di esso finché non viene illuminato il target successivo.

Lo stesso task è stato proposto anche da Duarte et al. (38). In particolare, in questo lavoro, dei soggetti sani sono stati istruiti in modo da spostare il loro CoP su 13 diversi target, posizionati a diverse percentuali dei loro limiti di stabilità: 0% (posizione neutrale o normale), 40% e 80% della distanza tra la posizione neutrale e il limite di stabilità anteriore (posteriore) in direzione anteriore (posteriore), 40% e 80% della metà della distanza tra il limite di stabilità destro e sinistro a destra e sinistra della posizione neutrale, e 4 posizioni al 40% delle diagonali principali.

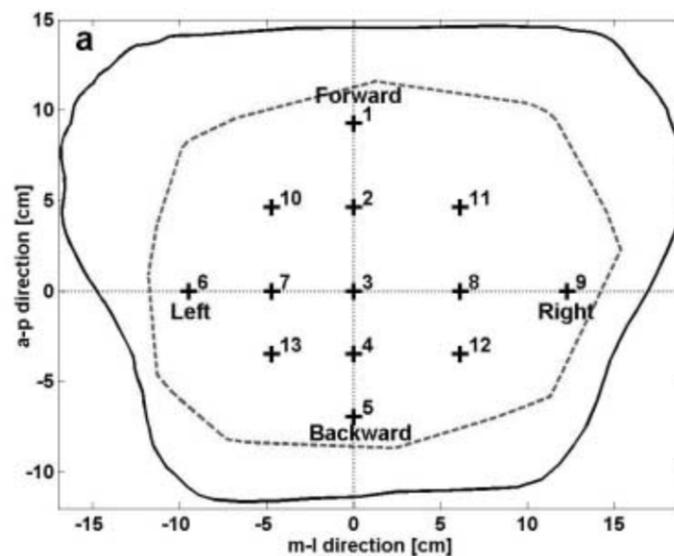


Figura 14 Posizioni dei 13 target, evidenziati con il simbolo più (38).

Il training su pazienti con lesioni incomplete del midollo spinale proposto da Sayenko et al. è stato condotto 3 giorni a settimana per 12 settimane, con una sessione di training che andava dai 30 ai 60 minuti. All’inizio e alla fine di questo periodo di training sono stati svolti test di valutazione statica e dinamica, questi consistevano rispettivamente nel mantenere la postura eretta il più immobili

possibile, a occhi aperti prima e a occhi chiusi poi, sulla pedana di forza per 60 secondi e nello svolgere il LOS test. I risultati mostrano che 'Hunting' è un esercizio promettente, infatti le prestazioni di equilibrio durante entrambe le valutazioni, statica e dinamica, sono notevolmente migliorate dopo il periodo di training (37). L'ipotesi è quindi che l'allenamento dell'equilibrio con feedback visivo apra alla possibilità di integrare interventi riabilitativi di routine in individui con lesione del midollo spinale incompleta.

## Capitolo 3: Materiali e metodi

### 3.1 Sviluppo dell'interfaccia

Asseriti i motivi per cui lo scopo di questo lavoro è stato lo sviluppo di un'interfaccia grafica per la valutazione e il controllo posturale, si passa ora a descriverne i passaggi attraverso i quali è stata creata.

#### 3.1.1 App Designer

Lo sviluppo dell'interfaccia è avvenuto in Matlab, un ambiente di programmazione per il calcolo matematico e per l'analisi statistica prodotto da MathWorks, Inc. e usato nella didattica e ricerca di molte università in tutto il mondo. Matlab permette di manipolare matrici e vettori, visualizzare funzioni e dati, implementare algoritmi e creare interfacce utente. Per progettare una interfaccia grafica utente (GUI) in Matlab è presente un ambiente specifico, App Designer (39) [Figura 15].

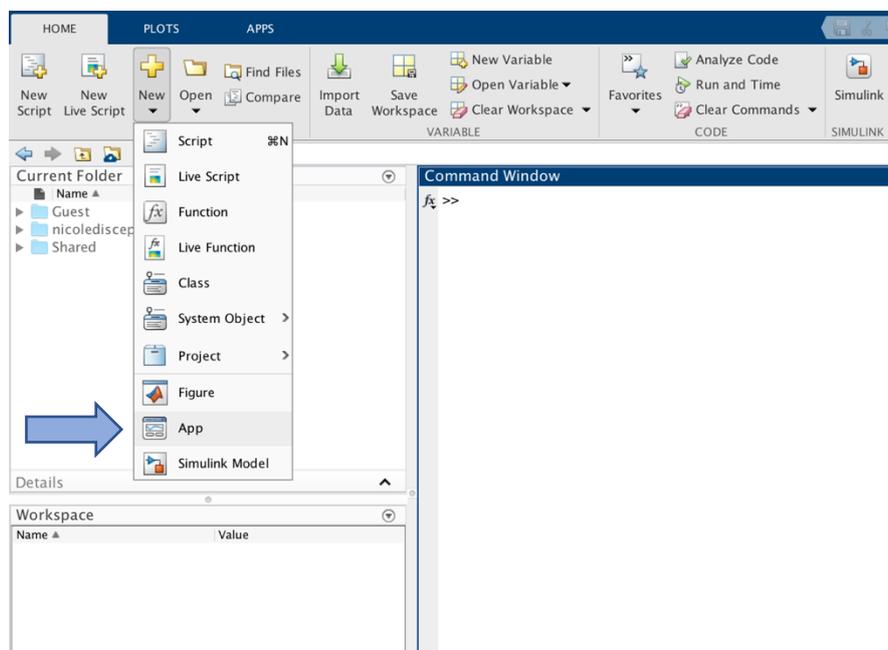


Figura 15 Schermata Matlab: creazione di una nuova interfaccia grafica attraverso App Designer

All'apertura di App Designer è possibile scegliere tra un pannello vuoto o diversi modelli già creati da Matlab. In questo caso si è proceduto scegliendo un pannello vuoto. È possibile, a questo punto, trascinare e rilasciare nel pannello tutti i componenti utili alla creazione dell'interfaccia. Nella sezione *Code View* verranno

creati automaticamente gli editor per programmare il comportamento di tali componenti.

The screenshot shows a software interface titled "Feedback protocols Options" with a "Parameters" tab selected. The interface is organized into several functional areas:

- Patient:** Fields for Surname, Name, Gender (set to Male), Year of Birth (1919), Height (cm) (0), and an Additional notes text area.
- Target:** Fields for Diameter (cm) (0), Hold Time (s) (0), Disposal (50% LOS), COP dependent (Off/On toggle), Direction (AP), Time Transition (s) (1), and an Apply button.
- Preview:** Two coordinate systems. "Target Coordinates" shows X (cm) and Y (cm) axes from -20 to 20. "Select Feedback Protocol" shows a similar coordinate system with X and Y axes from -25 to 25.
- Centre of Pressure (COP) presentation:** Fields for Mode (Serpentine), X Axis Limit (cm) (25), Y Axis Limit (cm) (25), CoP X Offset (0), and CoP Y Offset (0).
- Data Visualization:** Fields for Time (s) (0), a Remove Offset button, a Visualize button, a Start Acquisition button, and a Time label.

Figura 16 Schermata Interfaccia con la suddivisione del pannello in aree dedicate alle informazioni del paziente, all'impostazione dei target, all'anteprima, alla visualizzazione del CoP e all'acquisizione.

Per la creazione di questa interfaccia il pannello è stato diviso in modo da avere una prima parte dedicata alle informazioni riguardanti il soggetto: nome, cognome, genere, anno di nascita, altezza e note aggiuntive a discrezione dell'utente. Vi è poi una parte dedicata all'impostazione dei parametri, pensati in accordo con i protocolli trovati in letteratura (24; 26; 27; 33), relativi al test specifico da svolgere:

- Diametro del target;
- Disposizione dei target ad una certa percentuale dei limiti di stabilità (50%, 75%, 100%);
- Hold time (tempo di permanenza del target mobile sul target fisso);
- CoP dependent;
- Direzione di movimento (AP o ML);
- Tempo di transizione (1s, 2s, 3s) del target mobile.

Poiché non tutti questi parametri, che verranno meglio spiegati in seguito, devono essere impostati per ogni test, in base al test selezionato quelli non necessari vengono disattivati. La sezione *Preview* permette di vedere una anteprima della

posizione del/dei target (a destra nella Figura 16 ) e una anteprima della dinamicità dei target stessi attraverso le coordinate (x,y) del target mobile (a sinistra nella Figura 16). Una sezione è stata dedicata alla modalità di visualizzazione del CoP: serpentina o puntiforme, con la possibilità di settare gli estremi degli assi e di inserire un Offset da togliere alla posizione del CoP in modo che, quando il soggetto è fermo sulla pedana, la posizione del CoP si trovi al centro dello schermo. Infine vi è un'ultima sezione per l'acquisizione dei dati, in cui è possibile impostare il tempo di acquisizione. L'interfaccia ultimata è riportata in Figura 16. In alto a sinistra si trova la sezione *Feedback Protocols*, è un menù a tendina in cui è possibile scegliere tra i diversi test implementati, i quali verranno spiegati nel successivo paragrafo.

### 3.1.2 Presentazione dell'interfaccia

Nel menù a tendina in alto a sinistra, chiamato *Feedback Protocols*, è possibile scegliere uno tra i diversi test implementati per la valutazione e il training posturale [Figura 17].

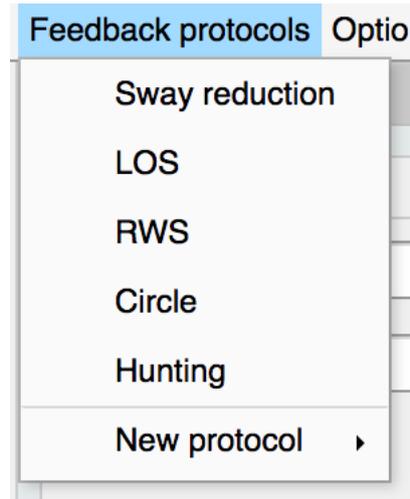


Figura 17 Menù a tendina per la scelta del test da eseguire

#### 3.1.2.1 Protocolli di valutazione

*Sway reduction*: questo test ha lo scopo di minimizzare le oscillazioni che si verificano durante il mantenimento della postura eretta. Prevede un unico target circolare centrale. Il diametro del target è un parametro impostabile dall'utente, anche se non è stato previsto un limite nella scelta del diametro, diametri dell'ordine

di qualche millimetro (da 0,5 a 4 mm) sono quelli raccomandati in letteratura per minimizzare le oscillazioni (20). Al soggetto viene chiesto, una volta posizionato sulla pedana, di cercare di mantenere il suo CoP, presentato come serpentina o come singolo punto, all'interno del target il più fermo possibile. Quando il CoP si trova all'interno del target questo cambia colore, diventando verde, altrimenti rimane viola [Figura 18]. La durata del test viene scelta dall'utente.

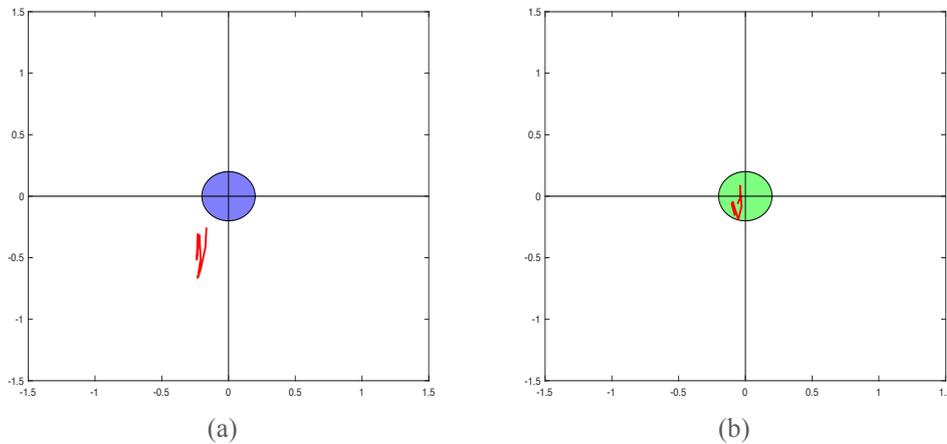


Figura 18 Esempio test Sway reduction. (a) CoP esterno al target, il target rimane viola. (b) CoP interno al target, il target cambia colore diventando verde.

*Limits of Stability (LOS)*: questo test, come già spiegato nel precedente capitolo, prevede la disposizione di 8 target intorno al target centrale ad una determinata percentuale dei limiti di stabilità del soggetto. Tale percentuale può essere impostata dall'utente scegliendo tra tre valori: 50%, 75% o 100%. Come spiegato nel capitolo 2, negli adulti, se il movimento a livello dell'articolazione della caviglia viene inteso come quello del pendolo inverso, i limiti di stabilità si estendono mediamente da 6.25° a 8° in avanti, da 4° a 4.45° all'indietro e 8° lateralmente, per un totale di circa 12° in direzione AP e 16° in direzione ML (25; 26; 27). Questi angoli sono basati sull'assunzione che in posizione eretta stabile il CoM del soggetto si trova 2.3° avanti rispetto al piano frontale e circa a metà dell'altezza del soggetto ( $CoM = 0.5527 \times \text{altezza}$ ) (28). I limiti di stabilità teorici vengono stimati in base agli angoli di oscillazione sopra riportati e in base all'altezza del CoM del soggetto. Nell'interfaccia sono stati quindi calcolati nel seguente modo:

$$LOS \text{ anteriore} = \text{altezzaCOM} \times \tan(6.25^\circ)$$

$$LOS \text{ posteriore} = \text{altezzaCOM} \times \tan(4.45^\circ)$$

$$LOS\ destra/sinistra = altezzaCOM \times \tan(8^\circ)$$

Il soggetto viene istruito in modo da seguire il target mobile sullo schermo il più velocemente e linearmente possibile, non alzando o spostando mai i piedi. Il target si muove dalla posizione centrale a quelle periferiche in senso orario, tornando ogni volta alla posizione centrale prima di proseguire con il successivo target periferico.

Oltre alla disposizione dei target, l'utente deve impostare anche un parametro chiamato *Hold time*, ovvero il tempo per il quale il target mobile deve rimanere in ogni posizione e quindi il tempo per cui il CoP deve restare all'interno di ogni target. Impostando il parametro *Hold time*, si imposta automaticamente anche la durata del test. Una volta impostati questi parametri è possibile, premendo il tasto *Apply*, visualizzare un'anteprima della disposizione dei target e della dinamicità del test, ovvero delle coordinate del target mobile. Un esempio è riportato in Figura 19.

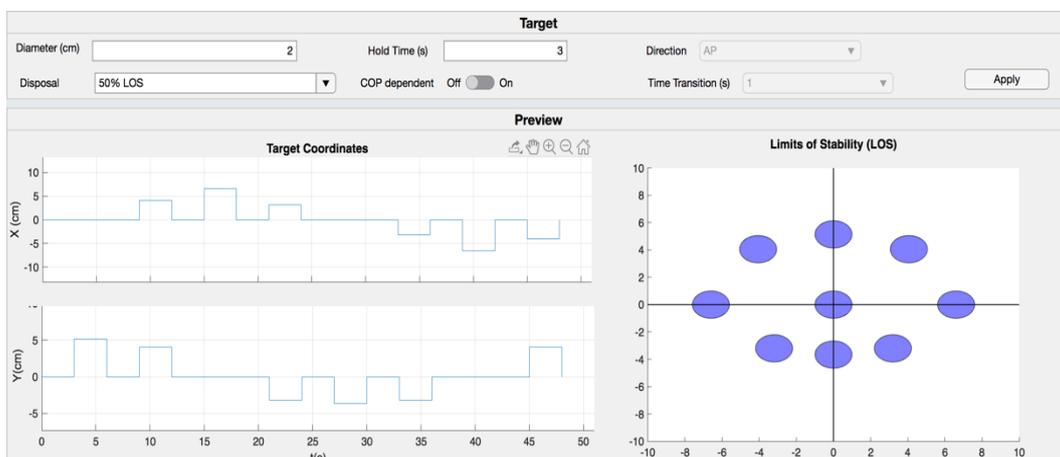


Figura 19 Esempio di impostazione dei parametri relativi al target nel LOS test e anteprima della disposizione dei target e della dinamicità del target mobile.

*Rhythmic Weight Shift (RWS)*: in questo caso il target mobile oscilla in direzione antero-posteriore (AP) o in direzione medio-laterale (ML) a tre diverse velocità. L'utente può scegliere, oltre al diametro del target, la direzione di oscillazione, AP o ML, e la velocità tra tre diverse: 1s, 2s e 3s, intesa come il tempo che il target impiega a spostarsi da un estremo all'altro. Anche per questo test sono previste le tre opzioni di percentuale (50%, 75% e 100%) dei limiti di stabilità a cui posizionare i target fissi, tra cui si muoverà il target mobile. Al soggetto viene quindi data l'istruzione di muovere il CoP seguendo la traiettoria del target mobile, cercando

di rimanere al suo interno. Un esempio di impostazione dei parametri e visione dell'anteprima della disposizione dei target è riportato in Figura 20. Come per il LOS test, anche in questo caso vengono riportate, nella sezione *Target Coordinates*, a sinistra della Figura 20, le coordinate del target mobile. Ad esempio nella Figura 20 si nota come, avendo impostato la direzione ML, la coordinata x del target oscilla tra il limite di stabilità destro e sinistro, mentre la coordinata y rimanga nulla per tutta la durata del test. Un parametro importante che deve essere impostato dall'utente è la durata del test.

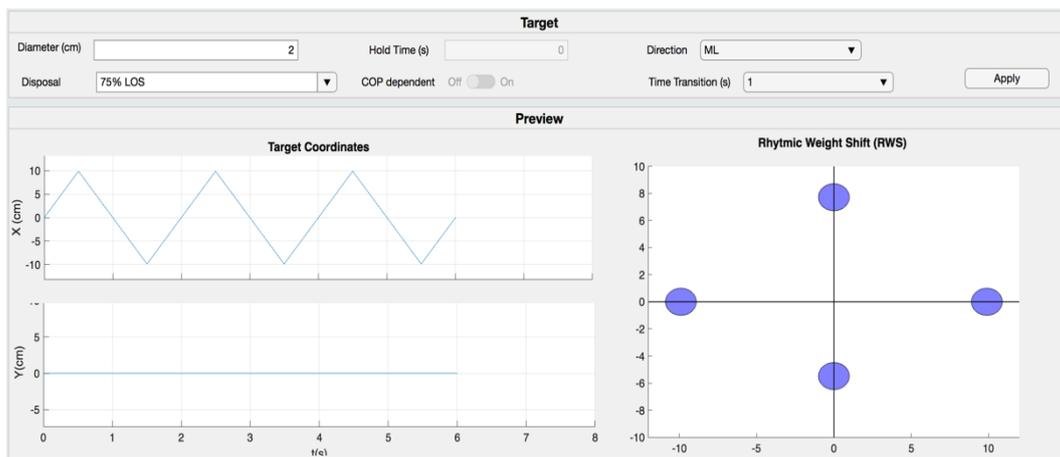


Figura 20 Esempio di impostazione dei parametri dei target relativi al RWS test e anteprima della disposizione dei target e della dinamicità de target mobile.

### 3.1.2.2 Protocolli di training

Infine, sono stati implementati due esercizi di training posturale. Il primo esercizio è stato nominato *Circle*, in quanto il target mobile si muove in senso orario partendo dalla posizione anteriore. Vi sono 8 diversi target disposti nello stesso modo in cui vengono disposti nel LOS test, con la differenza che in questo caso il target mobile non torna in posizione centrale dopo essere stato in posizione periferica. È possibile notare nell'anteprima [Figura 21] tale differenza osservando le coordinate del target mobile rispetto al LOS test. Al soggetto viene quindi chiesto di partire dal target più in alto (a 0°) e di spostare il suo CoP da un target all'altro seguendo un input visivo e rimanendo su ogni target per un determinato periodo di tempo, dell'ordine di qualche secondo. L'utente deve impostare, oltre al diametro del target, anche il tempo di permanenza del target mobile su ogni posizione, ossia l'*Hold time*, e la percentuale dei limiti di stabilità a cui verranno disposti i target fissi (50%, 75% o

100%). Anche in questo caso, come per il LOS test, la durata del test viene impostata automaticamente una volta stabilito l'Hold time.



Figura 21 Esempio di impostazione dei parametri relativi al target nell'esercizio Circle e anteprima della disposizione dei target e della dinamicità del target mobile.

Il secondo esercizio di training è stato nominato *Hunting*, in quanto il target mobile si sposta in 13 diverse posizioni sullo schermo. I target fissi vengono posizionati a diverse percentuali dei limiti di stabilità del soggetto: 0% (posizione neutrale o normale), 40% e 80% della distanza tra la posizione neutrale e il limite di stabilità anteriore (posteriore) in direzione anteriore (posteriore), 40% e 80% della metà della distanza tra il limite di stabilità destro e sinistro a destra e sinistra della posizione neutrale, e 4 posizioni al 40% delle diagonali principali. Il target mobile si sposta da una posizione all'altra, ma le coordinate di questo target vengono scelte in modo casuale tra le 13 possibilità e variano di volta in volta. È possibile vedere la disposizione dei 13 target fissi e le coordinate del target mobile nell'anteprima [Figura 22]. I parametri impostabili dall'utente sono il diametro dei target e l'Hold time, ovvero il tempo di permanenza del target mobile in ogni posizione. La durata dell'esercizio viene quindi determinata automaticamente una volta che viene impostato quest'ultimo parametro. Il soggetto deve spostare il suo CoP su ogni posizione evidenziata dal target mobile nel modo più veloce e accurato possibile e cercare di mantenere tale posizione finché il target mobile non si sposta.

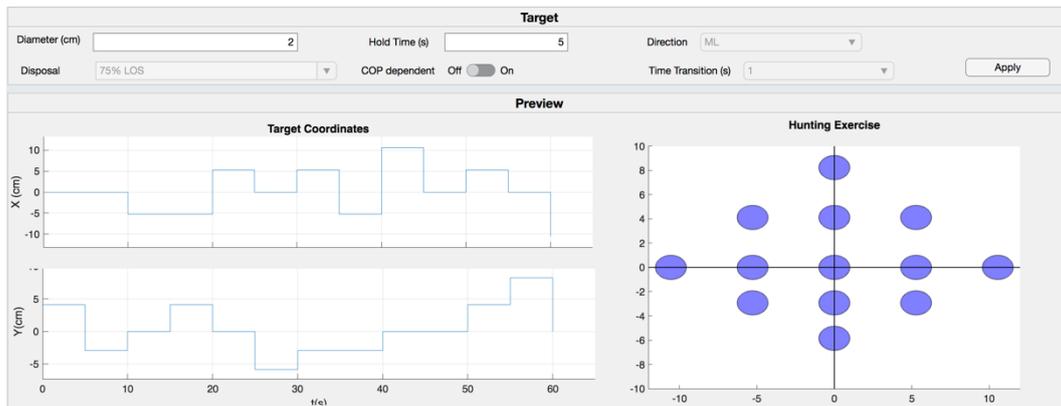


Figura 22 Esempio di impostazione dei parametri relativi al target nell'esercizio Hunting e anteprima della disposizione dei target e della dinamicità del target mobile.

Per il LOS test e per i due esercizi di training, per cui è necessaria l'impostazione del parametro *Hold time*, è stato anche previsto uno switch (*COP dependent*). L'idea è che, se lo switch viene settato su Off, il tempo di permanenza del target mobile sul target fisso sia indipendente dalla posizione del CoP. Al contrario, se viene settato su On, tale tempo viene incrementato solo quando il CoP si trova sul target. In questo modo il tempo di permanenza del target mobile sul fisso è dipendente dalla posizione del CoP, la posizione del target mobile infatti non varierà fintanto che il tempo di permanenza del CoP all'interno del target non eguagli quello impostato nell'*Hold time*. Così facendo ci si assicura che il CoP rimanga all'interno del target per il tempo stabilito. Tuttavia, questa opzione di dipendenza dalla posizione del CoP non è stata ancora implementata nell'interfaccia.

L'opzione *New Protocol*, presente in Figura 17, è stata pensata per poter permettere all'utente di eseguire test non implementati in questa interfaccia, quindi per poter caricare un nuovo test dall'esterno o per poter scegliere autonomamente il numero dei target e la loro disposizione. Anche questa opzione però, per il momento, non è stata ancora sviluppata.

Per quanto riguarda la presentazione del CoP (Figura 16, in basso a sinistra), è possibile scegliere tra due opzioni: serpentina o puntiforme. Sono impostabili anche i limiti dell'asse x e dell'asse y. È stata prevista inoltre l'opportunità di rimuovere l'Offset dal CoP. Infatti è possibile che la posizione neutrale del CoP, ovvero quando il soggetto si trova fermo e in posizione eretta sulla pedana, non sia perfettamente sullo (0,0) dello schermo. Per rimuovere l'Offset è possibile calcolare

la posizione media del CoP durante un'acquisizione di qualche decina di secondi e poi inserirla negli appositi spazi all'interno dell'interfaccia e premere *Remove Offset*. Se in questi spazi i valori sono nulli e viene comunque premuto *Remove Offset* quella che viene rimossa è la posizione media nell'istante in cui è stato premuto il pulsante.

Scelto il test da eseguire e impostati i parametri relativi ai target, premendo il tasto *Visualize* compare una nuova figura su cui è possibile visualizzare in tempo reale il CoP. Premendo poi il tasto *Start Acquisition* si inizia l'acquisizione, quindi se è previsto un target mobile questo inizia a muoversi, oppure, nel caso di Sway reduction, cambia colore. In basso a destra è presente un cronometro per avere percezione del tempo, il quale parte solamente quando l'acquisizione inizia.

### **3.1.3 Aspetti tecnici**

Per permettere la visualizzazione in tempo reale del CoP è stato necessario creare una funzione Matlab all'interno dell'interfaccia che manipolasse i dati derivanti dalla pedana di forza. La frequenza di campionamento di tali dati è stata impostata a 128 Hz, mentre la frequenza di aggiornamento (refresh rate) della funzione è stata settata a 125 ms. Dopo un esperimento preliminare infatti si è osservato che una simile frequenza di aggiornamento permette di visualizzare lo spostamento del CoP in tempo reale in modo morbido e non a scatti. Per quanto detto, la funzione, richiamata ogni 0,125 s, lavora con pacchetti composti da 16 dati ( $128 \text{ Hz} \times 0.125 \text{ s}$ ) ad ogni iterazione. Ogni pacchetto viene manipolato in modo da ottenere i dati di forza e/o momenti in base alla sensibilità della pedana (sono state usate due diverse pedane, vedi paragrafi successivi) e viene poi filtrato a 50 Hz con un filtro passabasso di Butterworth del secondo ordine per attenuare il rumore ad alta frequenza (7). I dati filtrati vengono in seguito usati per il calcolo del CoP, le cui formule matematiche verranno successivamente illustrate nel paragrafo in merito alla pedana di forza. I 16 valori così ottenuti vengono mediati, si ottiene quindi un unico valore del CoP per ogni pacchetto che viene poi mostrato al soggetto in tempo reale. Se la modalità di visualizzazione del CoP è impostata su serpentina vengono presentati 8 punti alla volta: alla prima iterazione si ha un solo punto, che viene presentato al soggetto, alla seconda iterazione si ha un nuovo punto che viene a sua volta presentato al soggetto ma senza eliminare il primo punto, si va avanti così

finché non si arriva ad avere 8 punti, quindi il primo punto viene eliminato quando si ha il nono punto disponibile. Per cui quello che vede il soggetto sullo schermo è il punto corrente insieme ai 7 punti precedenti ad esso.

### **3.1.4 Salvataggio dei dati**

Al fine di valutare la performance di un soggetto o per apprezzare l'effetto di un esercizio di training su un periodo più o meno lungo è fondamentale poter salvare i dati relativi ad ogni misurazione. Quando il test è completato, una volta terminato il tempo di acquisizione, i dati vengono salvati in una struttura di Matlab chiamata con il nome e cognome del soggetto e con la data di svolgimento del test. All'interno di questa struttura sono presenti due voci, una relativa ai dati di forza derivanti dalla pedana di forza e una relativa alle informazioni riguardanti il paziente e il test svolto.

In particolare vengono salvati nome, cognome, anno di nascita, altezza e genere del soggetto, la data di svolgimento del test con precisione del secondo, le note aggiuntive che possono essere aggiunte dall'utente prima dello svolgimento del test, il nome del test svolto e le informazioni riguardanti i target (diametro, Hold time, %LOS, velocità e direzione di movimento del target per il test RWS, coordinate del target fisso e mobile, ecc.), modalità di visualizzazione del CoP (serpentina o puntiforme), limiti degli assi, Offset e tempo di acquisizione.

Dai dati di forza è poi possibile determinare la traiettoria del CoP e manipolare tali dati per determinare le variabili di interesse.

## **3.2 Protocollo (studio 1): testare l'effetto del protocollo *Sway reduction* sull'attività muscolare e sul CoP durante la postura eretta**

Attraverso questa interfaccia, in un primo momento, si è valutato l'effetto del feedback visivo del CoP sull'attività dei muscoli della caviglia tramite prelievo del segnale EMG e sul CoP stesso durante la postura eretta. Per questo scopo sono stati utilizzati una pedana di forza (9286AA, KISTLER, Zurigo, Svizzera) per rilevare il CoP tramite l'interfaccia sviluppata, un PC e il sistema DuePro (DuePro system,

OTBioelettronica e LISiN Politecnico di Torino, Torino, Italia) per il prelievo di segnali EMG di superficie. Tutta la strumentazione è stata messa a disposizione dal Laboratorio di Ingegneria del Sistema Neuromuscolare (LISin) del Dipartimento di Elettronica e Telecomunicazioni (DET) all'interno del Politecnico di Torino. Lo studio in questione è originale, in quanto ad oggi non sono stati trovati lavori in letteratura che indagano l'effetto di questo tipo di test (Sway reduction) sull'attività muscolare dei muscoli della caviglia.

### **3.2.1 Partecipanti**

Quattro soggetti sani (età compresa tra i 24 e 30 anni; altezza tra 163 cm e 180 cm e peso tra 52 kg e 66 kg) hanno acconsentito a prendere parte allo studio. Tutti i partecipanti, prima di iniziare le misurazioni, sono stati informati sui dettagli del protocollo che avrebbero dovuto svolgere. Nessuno in precedenza è stato affetto da lesioni muscolo-scheletriche e tutti erano in grado di mantenere una posizione eretta sulla pedana di forza anche per periodi prolungati.

### **3.2.2 Condizioni sperimentali**

Al fine di valutare l'effetto del feedback visivo del CoP sull'attività dei muscoli della caviglia (gastrocnemio, soleo mediale e laterale e tibiale anteriore) tramite prelievo del segnale Elettromiografico (EMG) e sul CoP stesso durante la postura eretta, il task che avrebbero dovuto svolgere consisteva in tre diversi compiti. In tutti e tre i compiti al soggetto è stato richiesto di mantenere la posizione eretta sulla pedana, ma in diverse condizioni:

1. senza feedback visivo del CoP e guardando un punto fisso avanti a sé;
2. con feedback visivo del CoP attraverso il test Sway reduction implementato nell'interfaccia e con un target di diametro 4 mm;
3. con feedback visivo del CoP attraverso il test Sway reduction implementato nell'interfaccia e con un target di diametro 2 mm.

Durante lo svolgimento del primo compito, senza feedback visivo del CoP, i soggetti sono stati impegnati in una conversazione attiva, in modo da non farli concentrare sul test, evitando qualsiasi cambiamento volontario nell'attività muscolare. Negli ultimi casi ogni soggetto è stato istruito in modo da cercare di

mantenere il suo CoP all'interno del target, il più fermo possibile, inoltre sono stati testati due diversi diametri, di dimensioni coerenti con quanto trovato in letteratura (21), per valutare l'ampiezza dei segnali EMG anche all'aumentare della difficoltà del compito. Gli assi sono stati settati da -1 cm a +1 cm sia lungo l'asse x che lungo l'asse y per permettere al soggetto di apprezzare gli spostamenti del suo CoP, che in posizione eretta statica sono dell'ordine del millimetro, alcuni studi usano invece la magnificazione, ovvero una scala di visualizzazione secondo cui, ad esempio, impostando una magnificazione 2, un cm di spostamento reale del CoP si vede come 2 cm di spostamento sullo schermo (19; 20; 22). La sequenza con cui ogni soggetto ha svolto i tre compiti è stata casuale, inoltre per ogni compito sono state svolte due prove della durata di 60 s ognuna, per un totale di 6 prove. La durata di 60 s è stata scelta in quanto è stato dimostrato che una durata di permanenza sulla pedana che va da 20 s a 60 s garantisce una buona affidabilità delle misure inerenti al CoP (40).

Prima di procedere con le misurazioni nelle tre condizioni sopra riportate si è proceduto, per ogni soggetto ad una acquisizione dei dati di forza derivanti dalla pedana per 30 s, durante i quali al soggetto è stato chiesto di rimanere fermo con le braccia lungo i fianchi e di fissare un punto fisso. Questo è stato utile per calcolare la media del CoP lungo x e lungo y, in modo da poter poi inserire questi valori nell'interfaccia e rimuovere l'Offset. Ciò ha permesso ai partecipanti di mantenere una posizione che non richiedesse variazioni rispetto a quella naturale durante lo svolgimento dei tre compiti.

I dati sono stati acquisiti contemporaneamente dal software dedicato del sistema DuPro per i segnali EMG e dall'interfaccia sviluppata per i segnali relativi al CoP, premendo manualmente e nello stesso istante il pulsante di inizio acquisizione su due diversi PC. Ai soggetti veniva comunicato verbalmente l'inizio e la fine del test, consentendogli, tra un test e l'altro, di sedersi e riposarsi per circa un minuto senza spostare i piedi dalla pedana.

### 3.2.3 Posizionamento degli elettrodi per l'acquisizione dei segnali EMG

Per poter prelevare i segnali EMG sulla cute di ogni soggetto, rasata e pulita, è stato in primo luogo, applicato un gel abrasivo per diminuire l'impedenza elettrodo-cute. Dopodiché, si è proceduto all'*applicazione degli elettrodi* collegati alle 4 sonde Due. Una coppia di elettrodi è stata posizionata partendo dall'estremità inferiore del gastrocnemio mediale e salendo di 5 cm, con una distanza tra gli elettrodi di 3,5 cm. Per il soleo mediale e laterale, un elettrodo è stato posizionato partendo sempre dall'estremità inferiore del gastrocnemio mediale e scendendo di 3 cm, il secondo è stato disposto a una distanza di 3 cm e con un'inclinazione di  $\sim 45^\circ$  esternamente rispetto alla linea che collega la giunzione tra le teste del gastrocnemio e la punta del calcagno. Gli elettrodi sul tibiale anteriore sono stati disposti partendo dalla testa della fibula, scendendo di 2 cm e distanziandoli di 3 cm (7).



Figura 23 Posizionamento degli elettrodi. Visione posteriore a sinistra con elettrodi sul gastrocnemio mediale, soleo laterale e mediale. Visione anteriore a destra con elettrodi sul tibiale anteriore.

Per la gamba destra sono sempre state usate la sonda arancione per il tibiale anteriore e il gastrocnemio mediale e la sonda rossa per il soleo mediale e laterale, mentre per la gamba sinistra la sonda verde per il tibiale anteriore e gastrocnemio mediale e la sonda blu per il soleo mediale e laterale.

### 3.2.4 Posizionamento del soggetto sulla pedana di forza

In Figura 23 è possibile osservare un esempio di posizionamento degli elettrodi sui muscoli indagati e del soggetto sulla pedana. Una volta posizionati gli elettrodi e fissate le sonde con le apposite fasce in dotazione, ogni soggetto è stato fatto salire sulla pedana a piedi nudi, permettendogli di scegliere autonomamente la *posizione dei piedi*. È infatti stato dimostrato che il posizionamento autonomo riflette una larghezza di posizione naturale e ottimizzata dei piedi dell'individuo, tenendo anche conto della geometria del corpo, sia per valutazioni statiche che dinamiche (41), mentre fissare una distanza standard tra i piedi non riflette la posizione quotidianamente utilizzata dai soggetti e non considera le geometrie del corpo. Per ogni soggetto è stata quindi tracciata la posizione dei piedi grazie ad un pennarello in modo che, tra una condizione e l'altra, non ci fossero variazioni. Inoltre per ognuno sono state calcolate le distanze [Figura 24], riportando una distanza media tra i talloni ( $D_{ALAR}$ ) di 22,36 cm, coerente con quanto trovato da Krewer et al. (41). La distanza della pedana di forza dallo schermo è stata fissata, in accordo con quanto trovato in studi precedenti, a 130 cm (42).

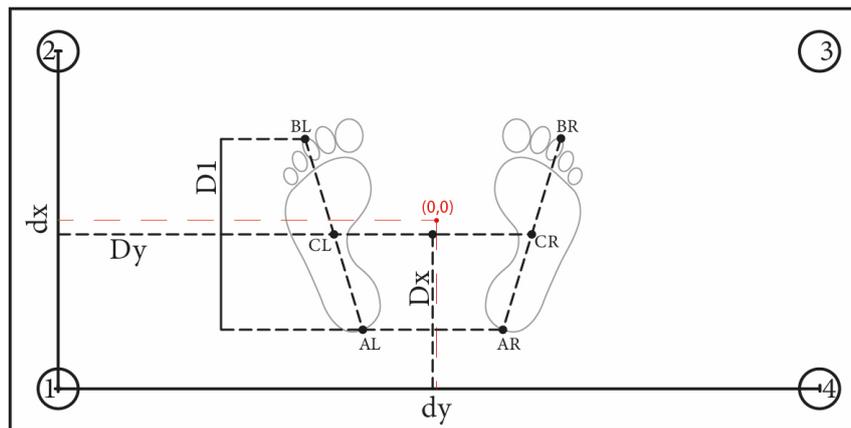


Figura 24 Posizionamento dei piedi sulla pedana di forza. Per ogni soggetto sono state calcolate le seguenti distanze:  $dx$ = distanza tra centri dei sensori 1 e 2 sul piano laterale della pedana;  $dy$ = distanza tra centri dei sensori 1 e 4 sul piano AP della pedana;  $D_{ALBL}$ =lunghezza piede sinistro;  $D_{ARBR}$ =lunghezza piede destro;  $D_{ALAR}$ = distanza tra i talloni ;  $D_{ARCR}$ = distanza tra tallone e punto medio destro;  $D_{ALCL}$ = distanza tra tallone e punto medio sinistro;  $D_{CLCR}$ = distanza tra i punti medi di  $D_{ALBL}$  e  $D_{ARBR}$  sul piano AP della pedana;  $D_1$ = proiezione della lunghezza del piede sul piano AP della pedana. Queste misure non sono state poi effettivamente usate in questo lavoro, ma potrebbero essere utili per definire l'origine del sistema di riferimento per il CoP in accordo con il posizionamento dei piedi del soggetto sulla pedana.

## 3.2.5 Strumentazione

### 3.2.5.1 Pedana di forza

La pedana di forza utilizzata è la KISTLER 9286AA, una pedana multicomponente con amplificatore di carica incorporato. È adatta per misurare forze di reazione del terreno, momenti e CoP nell'analisi biomeccanica (43). I quattro trasduttori piezoelettrici posizionati negli angoli della pedana misurano le tre componenti ortogonali di qualsiasi forza risultante che agisce sulla pedana stessa [Figura 25].

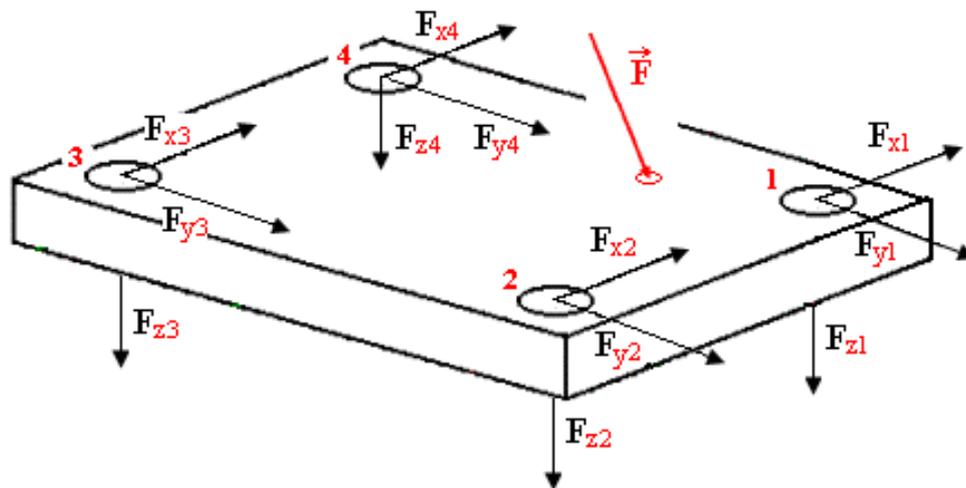


Figura 25 Pedana di forza 9286AA multicomponente e decomposizione spaziale delle forze nei tre assi ortogonali per ogni sensore.

Ogni sensore è composto da tre paia di piastre al quarzo, le quali sviluppano una carica quando vengono deformate elasticamente (sforzi meccanici). Questi sensori sono sensibili alla pressione nel piano trasversale (direzione z) e alla forza di taglio nei piani sagittale e frontale (direzioni y e x). I sensori risolvono la forza introdotta in tre componenti, come si può vedere in Figura 26.

Le cariche elettriche prodotte dalla pedana di forza sono proporzionali alle quantità misurate. Attraverso l'amplificatore di carica incorporato, queste quantità vengono convertite in tensioni analogiche per ulteriori elaborazioni. Inoltre, le uscite di tensione positiva derivano da cariche negative, qualsiasi forza che agisce nella direzione delle frecce di Figura 25 o di Figura 26 provoca una tensione negativa sul connettore corrispondente alla piastra di quarzo stimolata. Ad esempio, una forza di compressione genera un segnale di carica negativa e quindi una tensione di uscita positiva sull'amplificatore di carica.

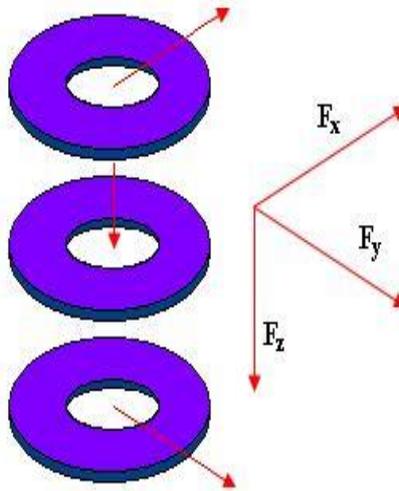


Figura 26 Sensori di forza e direzioni delle forze

La pedana di forza KISTLER 9286AA offre ampi range di misura, adatti per applicazioni specifiche in modo da sfruttare appieno la tensione di uscita e minimizzare gli errori e il rumore. I range disponibili sono 4 e sono visibili in Figura 27, per lo studio della postura eretta gli intervalli che vengono utilizzati sono il primo o il secondo per la pressione ( $F_z$ ) e il primo per le forze di taglio ( $F_x$  e  $F_y$ ).

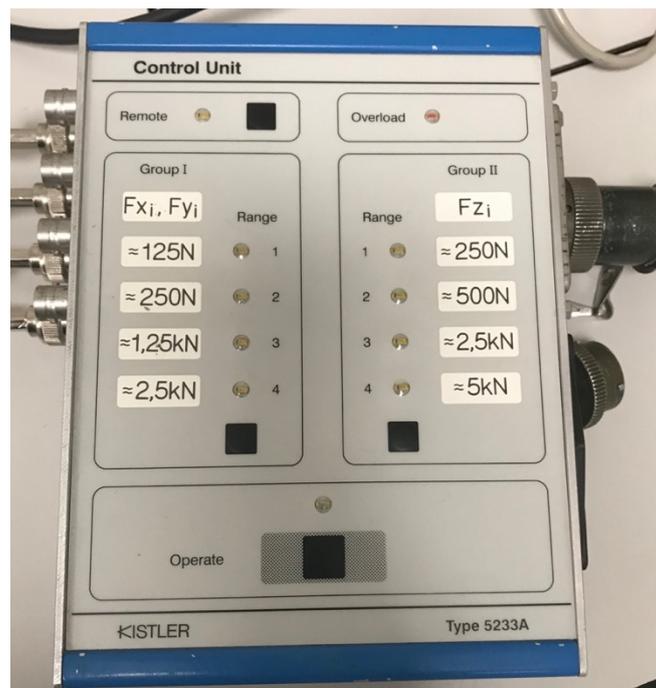


Figura 27 Control Unit della Pedana KISTLER 9286AA con i 4 intervalli selezionabili a seconda della misura che si deve svolgere. Per quanto riguarda lo studio della postura eretta l'intervallo che si predilige è il primo per  $F_x$  e  $F_y$  e il primo o il secondo per  $F_z$ .

I range di misura vengono selezionati mediante segnali digitali all'interno del connettore della pedana di forza (19 pin Fischer DEE 104A092-130).

L'amplificatore di carica deve essere commutato da Reset a Operate prima di qualsiasi misurazione. L'amplificatore di carica è un integratore che converte la carica elettrica prodotta dal sensore in una tensione di uscita proporzionale alla forza applicata, quando viene impostato sulla condizione Operate tara tutte le forze (impostandole a zero) (43).

I 4 sensori piezoelettrici producono quindi in uscita 12 segnali (3 per ogni sensore). Le forze di taglio lungo x e y hanno la stessa linea di azione e possono essere sommate, ad esempio  $F_{x1}$  e  $F_{x2}$  sommate diventano  $F_{x1+2}$  e così per le altre forze. In questo modo si hanno in uscita solo 8 segnali:  $F_{z1}$ ,  $F_{z2}$ ,  $F_{z3}$ ,  $F_{z4}$ ,  $F_{x12}$ ,  $F_{x34}$ ,  $F_{y14}$  e  $F_{y23}$ . Avendo a disposizione tali forze, calcolare i momenti e il CoP è un processo semplice. In questo studio sono state trascurate le forze di taglio lungo x e y, sono stati invece calcolati i momenti intorno a tali assi nel seguente modo:

$$M_x = (F_{z1} + F_{z2} - F_{z3} - F_{z4}) \times b$$

$$M_y = (-F_{z1} + F_{z2} - F_{z3} + F_{z4}) \times a$$

Con a e b distanze dei sensori lungo l'asse y e x rispettivamente, come riportato in Figura 28.

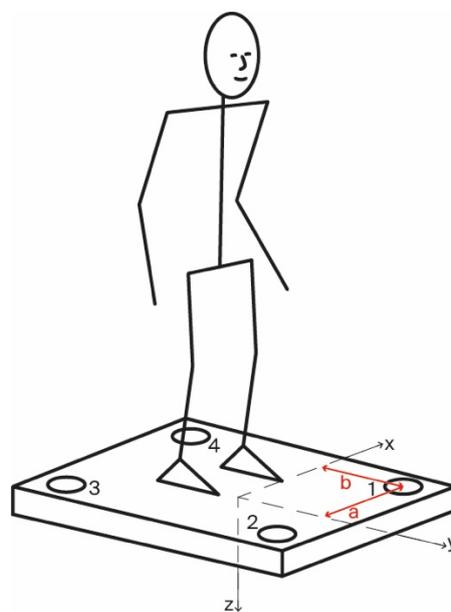


Figura 28 Sistema di riferimento per il calcolo dei parametri biomeccanici.

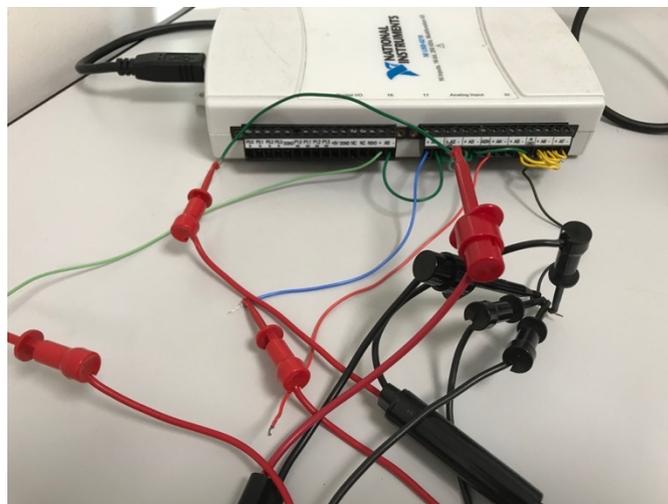
Le coordinate x e y del CoP sono state calcolate nel seguente modo:

$$CoPx = \frac{M_y}{F_z}$$

$$CoPy = \frac{M_z}{F_z}$$

Con  $F_z$  forza verticale:  $F_z = F_{z1} + F_{z2} + F_{z3} + F_{z4}$ .

Le 4 forze provenienti dalla pedana ( $F_{z1}, F_{z2}, F_{z3}, F_{z4}$ ) vengono acquisite mediante il dispositivo di acquisizione dati DAQ (16 bits A/D converter; USB-6210, National Instruments, Austin, USA ) [Figura 29]. Questo dispositivo offre un input analogico e digitale e un output digitale. Per questo studio sono stati utilizzati 4 canali di input analogico (da AI 0 a AI 3) e il canale di riferimento AIG (Analog Input Ground).



*Figura 29 Dispositivo NI-DAQ*

### **3.2.5.2 Sistema DuePro**

Il sistema DuePro è un sistema wireless per l'acquisizione di un massimo di 14 segnali EMG bipolari (44). È composto da 7 diverse sonde Due, una sonda DueBio e una stazione di ricarica, detta DueStation [Figura 30]. La sonda Due viene usata per acquisire 2 segnali EMG bipolari di superficie, mentre la sonda DueBio viene usata per acquisire fino a 2 segnali biomeccanici o cinematici derivanti da elettrogoniometri, celle di carico, IMU (Inertial Measurement Unit), ecc. Ogni sonda trasmette i dati in maniera wireless al PC, tablet o smartphone. Sono

disponibili software per visualizzare, acquisire o elaborare segnali: software OT Biolab per PC Windows o App DuePro per Tablet o Smartphone Android.



Figura 30 Sistema DuePro (44).

In questo studio sono state usate unicamente le sonde Due, in particolare 4 sonde identificate da 4 diversi colori: arancione, rossa, verde e blu, per un totale di 8 segnali diversi. Ogni sonda infatti acquisisce due segnali EMG di superficie diversi attraverso due coppie di elettrodi bipolari (diametro 15 mm con connettore concentrico). In Figura 31 è riportata una visione completa di una sonda Due. Nella vista frontale si notano due indicatori dello stato della sonda (LED verde e rosso), un pulsante di accensione/spengimento e due connettori concentrici. Nella vista dal basso si vede un cuscinetto in velcro utile per fissare la sonda Due al soggetto attraverso le fasce in dotazione con il sistema DuePro.

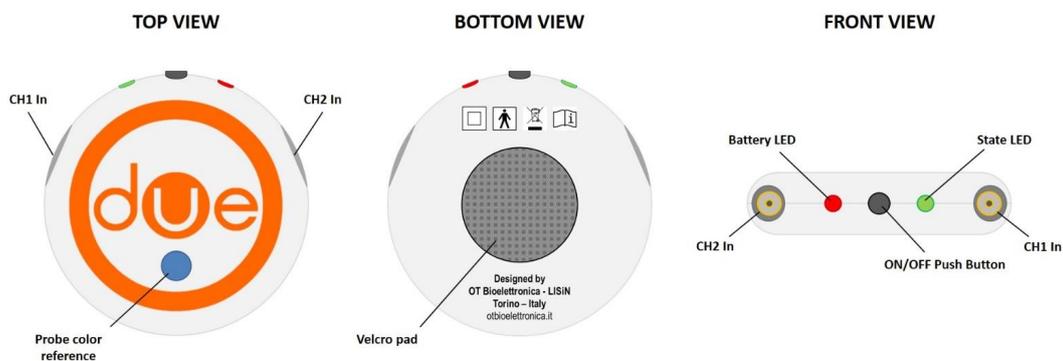


Figura 31 Sonda Due. Da sinistra a destra: visione dall'alto, dal basso e frontale.

Ognuna delle 4 sonde utilizzate è stata quindi collegata, attraverso i due canali di uscita, a due elettrodi per il prelievo di segnali EMG di superficie, come visibile in Figura 32.



Figura 32 Sonda Due collegata agli elettrodi per il prelievo di segnali EMG di superficie.

### 3.2.6 Analisi dei dati

I dati acquisiti, sia per quanto riguarda il segnale EMG che il CoP, sono stati elaborati in Matlab. I segnali EMG sono stati filtrati, in particolare è stata usata la funzione *butter* per progettare un filtro di Butterworth del secondo ordine con banda passante tra 15 Hz e 350 Hz, che corrisponde alla banda del segnale EMG, e successivamente riportati su un grafico. Nel grafico [Figura 33] è riportato un esempio nella condizione 1 (senza feedback visivo del CoP), in cui è possibile osservare i segnali EMG grezzi di superficie corrispondenti ad ogni canale di ogni sonda, in ascissa è riportato il tempo, ovvero la durata del test (60 s).

Per ogni canale relativo ai diversi muscoli è stato successivamente calcolato il valore RMS (Root Mean Square) per l'intera durata di ogni singolo test (60 s), attraverso la funzione *rms* presente in Matlab. Il valore RMS permette di quantificare l'ampiezza dei segnali EMG acquisiti dai muscoli della caviglia. Dopodiché, per i dati di gruppo, è stato calcolato il valore RMS medio e la deviazione standard per ogni muscolo per ogni prova. La media dell'ampiezza dei valori RMS dei segnali EMG per tutta la durata della posizione eretta fornisce un'indicazione generale di qualsiasi aumento del grado di attività muscolare durante la condizione eretta (7).

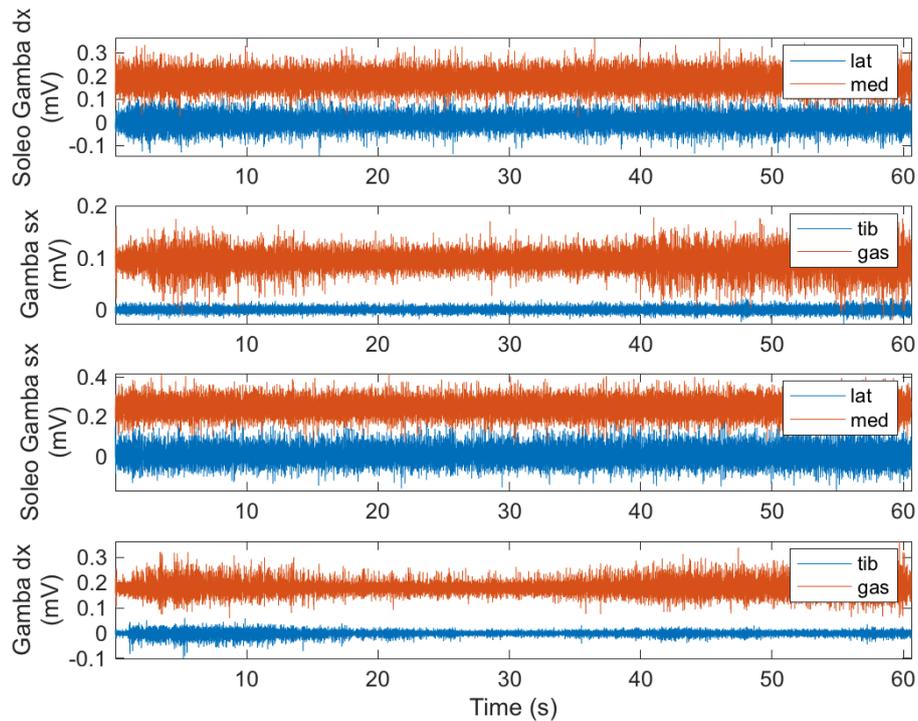


Figura 33 Rappresentazione dei segnali EMG grezzi durante la postura eretta nella condizione 1 (senza feedback visivo del CoP) di soleo laterale e mediale, gastrocnemio e tibiale anteriore per gamba destra e sinistra in relazione alla durata del test. Partendo dall'alto, nel primo pannello sono riportati i segnali relativi al soleo della gamba destra, nel secondo i segnali relativi a tibiale anteriore e gastrocnemio della gamba sinistra, nel terzo i segnali relativi al soleo della gamba sinistra e infine i segnali relativi al tibiale anteriore e gastrocnemio della gamba destra. (lat=laterale, med=mediale, tib=tibiale anteriore, gas=gastrocnemio)

I dati di forza provenienti dalla pedana vengono salvati in automatico alla fine dell'acquisizione in una struttura Matlab insieme a tutte le informazioni del soggetto (nome, cognome, anno di nascita, altezza, ecc.) e del test svolto. Il nome dato a tale struttura è quello del soggetto seguito dalle informazioni su data e ora. Per ogni prova svolta di ogni soggetto sono state diagrammate le coordinate antero-posteriori del CoP in funzione delle sue coordinate medio-laterali (calcolate come descritto nel paragrafo 3.2.5.1) ad ogni istante, in modo da rappresentare il percorso effettuato dal CoP, ovvero lo statokinesiogramma (detto anche gomitolò). Questa raffigurazione permette già di farsi un'idea dell'ampiezza delle oscillazioni, però per quantificare oggettivamente i risultati si ricorre al calcolo dell'area del tracciato, approssimando il gomitolò ad una figura geometrica. La figura che meglio approssima l'area è l'ellisse, più accurata rispetto al cerchio e al rettangolo (45). La procedura largamente usata è quella di trovare l'ellisse più piccola possibile che meglio si adatti ai punti del CoP e che ne racchiuda il 95% (ellisse di confidenza al 95%). L'area dell'ellisse è una misura della quantità di movimento del CoP, mentre l'allineamento dei suoi assi (maggiore e minore) permette di misurare la direzione

predominante di movimento. Per quantificare e trovare l'orientamento degli assi dell'ellisse, come prima cosa è stata trovata la media  $(\bar{x}, \bar{y})$  tra tutte le coppie  $(x, y)$  di punti del CoP, nonché futuro centro dell'ellisse, poi è stata calcolata la matrice di covarianze di questi valori:

$$\Sigma = \begin{pmatrix} \sigma_x^2 & \sigma_{x,y} \\ \sigma_{y,x} & \sigma_y^2 \end{pmatrix}$$

Con  $(\sigma_x^2, \sigma_y^2)$  varianza e  $(\sigma_{x,y}, \sigma_{y,x})$  covarianza, rispettivamente lungo x e lungo y. È necessario trovare un sistema di riferimento in cui la covarianza, ovvero la dipendenza tra i due valori, sia minima e la varianza, ovvero la differenza tra un generico valore  $(x_i, y_i)$  e il valor medio, sia massima. Per fare questo la matrice  $\Sigma$  deve essere diagonalizzata. Si deve quindi trovare una base vettoriale per cui la covarianza si annulli  $(\sigma_{x,y} = 0)$ , ovvero:

$$V = \begin{pmatrix} x'_1 & x'_2 \\ y'_1 & y'_2 \end{pmatrix} \rightarrow V^{-1} \Sigma V = D = \begin{pmatrix} \lambda_1 & 0 \\ 0 & \lambda_2 \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} \sigma_{x'}^2 & 0 \\ 0 & \sigma_{y'}^2 \end{pmatrix}$$

$\lambda_1$  e  $\lambda_2$  sono gli autovalori di  $\Sigma$ . Risulta quindi la seguente equazione vettoriale:

$$\Sigma V = V D$$

La quale ha soluzione non nulla solamente se:

$$\det(\Sigma - \lambda_i I_d) = 0 \quad (1)$$

Con  $I_d$  matrice identità.

Risolvendo la  $\det(\Sigma - \lambda_i I_d) = 0$  (1) si ha:

$$\begin{vmatrix} \sigma_x^2 - \lambda_i & \sigma_{x,y} \\ \sigma_{y,x} & \sigma_y^2 - \lambda_i \end{vmatrix} = 0$$

$$\lambda_{1,2} = \frac{1}{2} \left[ (\sigma_x^2 + \sigma_y^2) \pm \sqrt{(\sigma_x^2 - \sigma_y^2)^2 + 4\sigma_{y,x}^2} \right]$$

$$\begin{pmatrix} \lambda_1 \\ \lambda_2 \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} \sigma_{x'}^2 \\ \sigma_{y'}^2 \end{pmatrix}$$

Con  $\sigma_x^2$  e  $\sigma_y^2$ , varianza lungo  $x'$  e  $y'$ , in Figura 34 è possibile osservare gli assi di partenza in nero (x,y) e i nuovi assi di riferimento in verde (x',y') in cui la covarianza è minima e la varianza è massima. L'area dell'ellisse, quindi l'area di oscillazione (sway) è stata calcolata nel seguente modo:

$$Area = \pi ab = \pi \sqrt{\lambda_1 \lambda_2} k^2, \text{ con } k = 1.96 \quad (2)$$

$a$  e  $b$  sono i semiassi dell'ellisse.

In Matlab la funzione *eig* restituisce  $\lambda_1$ ,  $\lambda_2$  e  $V$ , da cui è possibile calcolare la lunghezza e l'orientamento dei semiassi dell'ellisse e successivamente la sua area. I valori di area ottenuti per ogni condizione sono stati mediati in relazione ai soggetti testati e per ognuno è stata calcolata la deviazione standard mediante il comando *std* in Matlab.

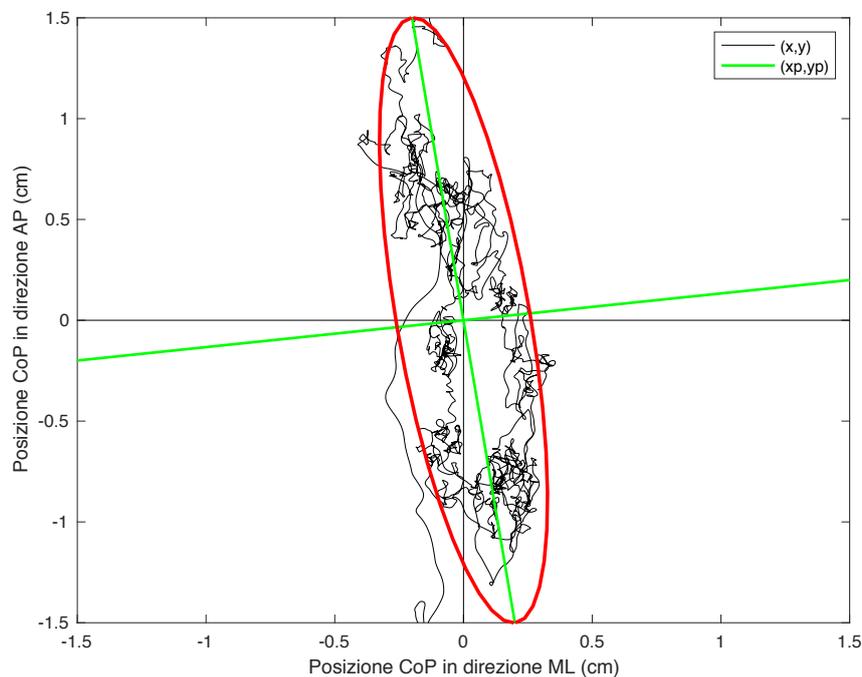


Figura 34 Ellisse di confidenza al 95%. In nero sono riportati gli assi di riferimento iniziali (x,y), in verde il nuovo sistema di riferimento (xp,yp) traslato in modo che la covarianza venga minimizzata e la varianza massimizzata.

I risultati ottenuti dalle misurazioni dei segnali EMG e dalla valutazione delle oscillazioni del CoP sono riportati nel successivo capitolo. Nonostante lo scarso numero di soggetti coinvolti, per verificare la presenza di un eventuale effetto delle diverse condizioni di test su uno stesso muscolo, è stata infine svolta un'analisi statistica preliminare ANOVA ad una via.

### **3.3 Protocollo (studio 2): testare l'effetto di due protocolli di training basati sul feedback visivo del CoP**

L'interfaccia sviluppata ed esposta al paragrafo 3.1 è stata usata in un secondo momento nello svolgimento di un protocollo di training posturale che verrà di seguito proposto. In questo caso la strumentazione necessaria comprendeva, oltre all'interfaccia e quindi ad un PC, una pedana di forza (AMTI, Watertown, USA) ed un proiettore. La pedana di forza usata in questo frangente è diversa dalla precedente in quanto la pedana KISTLER 9286AA nel periodo di training era in riparazione.

#### **3.3.1 Partecipanti**

Tre soggetti sani hanno preso parte allo studio (età compresa tra i 24 e i 26 anni, altezza tra i 152 cm e 180 cm e peso tra i 46 kg e i 66 kg). Tutti i partecipanti, prima di iniziare le misurazioni, sono stati informati sui dettagli del protocollo che avrebbero dovuto svolgere. Nessuno in precedenza è stato affetto da lesioni muscolo-scheletriche e tutti erano in grado di mantenere una posizione eretta sulla pedana di forza anche per periodi prolungati.

#### **3.3.2 Condizioni sperimentali**

Come è stato riportato nel Capitolo 2, la visualizzazione del CoP misurato da una piattaforma di forza può essere un approccio promettente per migliorare l'equilibrio. È stato infatti dimostrato come programmi a lungo termine che includano una combinazione di rafforzamento muscolare ed esercizi specifici di equilibrio, migliorino il controllo dell'equilibrio in soggetti anziani relativamente sani (36). Inoltre, esercizi di training posturale dovrebbero mirare in modo specifico ai sottosistemi coinvolti nel controllo posturale, al fine di migliorare il funzionamento del complesso sistema di controllo dell'equilibrio (36). Il Protocollo di training che viene ora presentato ha come obiettivo la valutazione dell'effetto degli esercizi di training implementati nell'interfaccia, insegnando ai partecipanti a controllare il movimento del CoP durante i compiti di spostamento dinamico del peso e di inclinazione.

Al fine di valutare entrambi gli esercizi proposti nell'interfaccia, 'Circle' e 'Hunting', il protocollo è stato diviso in modo che due soggetti si allenassero con un esercizio ('Circle') e un soggetto con l'altro ('Hunting').

Il periodo del protocollo (valutazione più training) ha avuto una durata di 5 giorni così suddivisi:

- Giorno 1: Valutazione + Training
- Giorno 2: Training
- Giorno 3: Valutazione + Training
- Giorno 4: Training
- Giorno 5: Valutazione + Training

Con *Training* si intende lo svolgimento dell'esercizio ('Circle' o 'Hunting') per 5 volte consecutive, consentendo ai soggetti di riposarsi tra una prova e l'altra per un periodo minore o uguale a un minuto. L'esercizio 'Circle' è riportato in Figura 35, ognuno dei due soggetti era tenuto a rimanere in posizione su ogni target, disposti al 75% dei limiti di stabilità, per 5 s (Hold time=5 s), partendo dal target più avanti in direzione antero-posteriore e procedendo in senso orario, per una durata complessiva di 45 s (27).

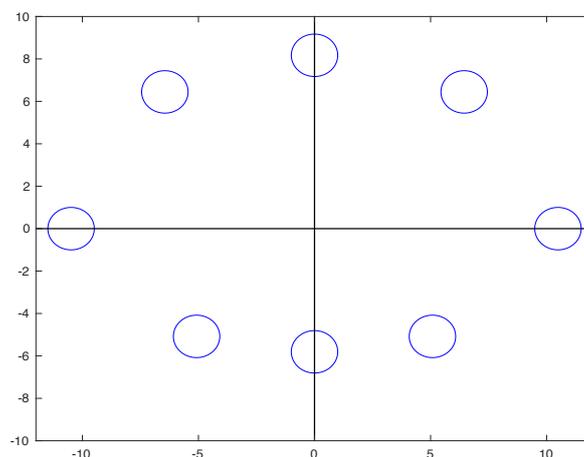


Figura 35 Circle exercise

Un solo soggetto ha invece svolto l'esercizio 'Hunting', riportato in Figura 36. Per questo esercizio l'Hold time previsto è stato di 3 s su ciascun target evidenziato in maniera casuale (37), per un totale di 39 s.

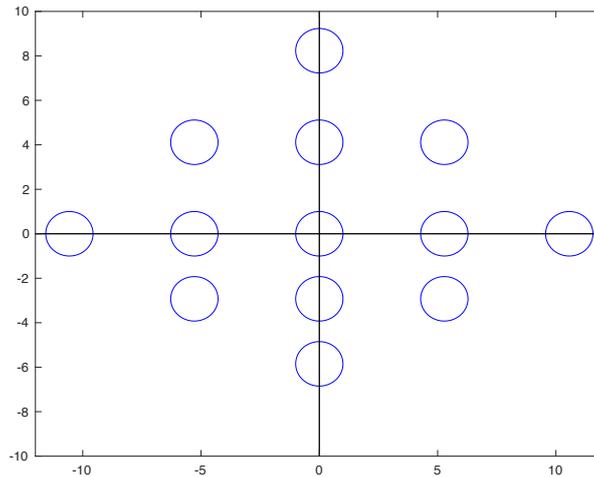


Figura 36 Hunting exercise

A giorni alterni (giorno 1,3 e 5) sono stati previsti dei test di *valutazione*, nello specifico sono stati svolti i seguenti test:

1. Posizione eretta senza feedback visivo del CoP per 60 s;
2. LOS test al 75% dei limiti di stabilità, con un Hold time di 7 s per un totale di 119 s;
3. RWS test al 75% dei limiti di stabilità a tutte e 3 le velocità permesse dall'interfaccia (1 s, 2 s e 3 s) sia in direzione AP che in direzione ML. Per ogni velocità sono state previsti 6 transizioni tra un target e l'altro.

Tutti i giorni, prima dell'inizio dell'allenamento o dei test di valutazione, è stata fatta un'acquisizione di 30 s per permettere di togliere un eventuale Offset alla posizione del CoP.

### 3.3.3 Posizionamento del soggetto sulla pedana di forza

Anche in questo caso la posizione dei piedi sulla pedana è stata scelta autonomamente dai soggetti. Tale posizione è stata controllata, misurando la distanza tra i talloni e la distanza tra il terzo dito di ogni piede [Figura 24], tra le varie prove durante lo stesso giorno e di giorno in giorno in modo che fosse sempre la stessa.

### 3.3.4 Strumentazione

#### 3.3.4.1 Pedana di forza

In questo caso la pedana di forza utilizzata è stata la AMTI Biomechanics Force Platform presente all'interno del Politecnico di Torino. È una pedana fissata al pavimento del laboratorio. Questo dispositivo si basa sulla tecnologia degli estensimetri, i quali vengono eccitati da una tensione continua fornita dal condizionatore di segnale collegato. Quando viene applicato un carico sulla superficie di lavoro, si verificano deformazioni che modificano la resistenza elettrica degli estensimetri e producono una variazione della tensione di uscita proporzionale alle forze applicate. Forze e momenti sono misurati da estensimetri collegati a celle di carico vicino ai 4 angoli della pedana secondo un sistema di assi (x,y,z) [Figura 37] (46).

A differenza della precedente, questa pedana fornisce già in uscita i momenti  $M_x$  e  $M_y$  rispettivamente attorno agli assi x e y. Per cui in questo caso in ingresso al dispositivo DAQ (Data Acquisition) USB-6210 della National Instruments vengono dati i due momenti e la forza verticale  $F_z$ , utilizzando 3 canali di input analogico (da AI 0 a AI 2) e il canale di riferimento AIG (Analog Input Ground).

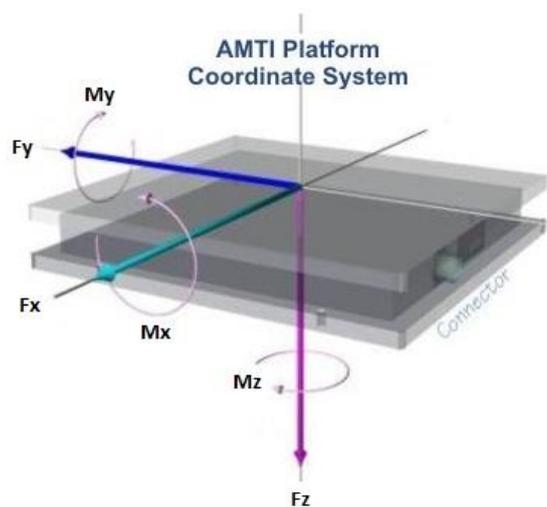


Figura 37 Pedana di forza AMTI. Componenti delle forze e dei momenti misurate quando un soggetto è in contatto con la pedana

Oltre al dispositivo di acquisizione dati (DAQ) al PC è stato collegato anche un proiettore, in dotazione al LISiN (Politecnico di Torino), permettendo una visione migliore del CoP e dei target ai soggetti.

### 3.3.5 Analisi dei dati

L'elaborazione dei dati durante il periodo di test ha previsto il calcolo di diverse variabili in base al diverso test di valutazione. Quindi, per ogni variabile sono stati calcolati tre valori, considerando i tre giorni di valutazione (giorno 1, 3 e 5), in modo da studiare l'andamento di ogni variabile durante il periodo di test.

Per il *primo test* di valutazione (1; posizione eretta) è stata calcolata l'area di oscillazione in base all'ellisse con il 95% di confidenza, come illustrato al paragrafo 3.2.6 [equazione  $Area = \pi ab = \pi \sqrt{\lambda_1 \lambda_2} k^2$ , con  $k = 1.96$  (2)]. È stata inoltre calcolata la media della velocità istantanea del CoP (cm/s) come la distanza tra due punti successivi del CoP e il tempo intercorso tra la loro acquisizione.

Per il *secondo test* di valutazione (2; LOS test) sono state calcolate variabili posturali dinamiche come (1) il tempo di transizione, ovvero il tempo in secondi impiegato per spostare il CoP dal target centrale a quello periferico, una volta che il target mobile si è spostato (24; 27). Per fare questo sono state confrontate le coordinate del CoP con le coordinate del target, quando le prime risultano essere minori o uguali alle seconde significa che il CoP ha raggiunto il target. Ovviamente il CoP non raggiungerà il target non appena questo si sposta, per cui risulta esserci un ritardo, in numero di campioni, tra le coordinate del CoP e del target. Conoscendo il numero di campioni e la frequenza di campionamento è possibile ricavare il tempo di transizione. Se il soggetto, quindi il CoP, non è riuscito ad arrivare al target si registra un tempo pari all'Hold time (7 s) (27).

Una seconda variabile calcolata per il LOS test è il controllo direzionale, ovvero il rapporto tra la quantità di movimento nella direzione prevista e la quantità di deviazione dalla traiettoria di movimento ideale, espresso in percentuale con 100% corrispondente ad una linea retta tra centro e target periferico (24; 26; 27). Il controllo direzionale è quindi stato calcolato nel seguente modo (47):

$$Directional\ control = \frac{Distanza\ in\ linea\ retta\ fino\ al\ target}{Distanza\ effettivamente\ percorsa} \times 100$$

L'ultima variabile calcolata per il LOS test è stata la sway area periferica (cm<sup>2</sup>), ovvero l'area di oscillazione calcolata una volta che il soggetto ha raggiunto il target

(27; 28). Infatti, grazie all'elaborazione fatta per il tempo di transizione, si conosce l'istante in cui il CoP arriva al target e in cui si muove per raggiunger il target successivo. La sway area, ovvero l'area dell'ellisse con il 95% di confidenza, calcolata come nell'equazione  $Area = \pi ab = \pi \sqrt{\lambda_1 \lambda_2} k^2$ , con  $k = 1.96$  (2), è stata pertanto calcolata tra questi due istanti.

Per il *terzo test* di valutazione (3; RWS test), come per il LOS test, viene calcolato il controllo direzionale, inteso anche qui come rapporto tra la quantità di movimento nella direzione prevista e la quantità di deviazione dalla traiettoria di movimento ideale. È espresso in percentuale e valutato per ogni combinazione di velocità e direzione (33).

## Capitolo 4: Risultati e Discussione

In questo capitolo verranno riportati i risultati ottenuti dalle misurazioni di entrambi i protocolli descritti nel precedente capitolo.

### 4.1 Effetto del protocollo Sway reduction sull'attività muscolare e sul CoP

Come già riportato, lo scopo di questo protocollo è quello di indagare l'effetto del feedback visivo del CoP sull'ampiezza dei segnali EMG derivanti dai muscoli della caviglia e sul CoP stesso, durante il mantenimento della posizione eretta sulla pedana di forza, in tre diverse condizioni: (1) senza feedback visivo del CoP, (2) con feedback visivo del CoP e con un target di 4 mm di diametro e (3) con feedback visivo del CoP e con un target di 2 mm di diametro.

I segnali EMG bipolari acquisiti sono stati inizialmente riportati su un grafico per poter permettere una analisi visiva dell'ampiezza dei segnali. Di seguito è riportato un esempio di un singolo soggetto nelle tre condizioni testate:

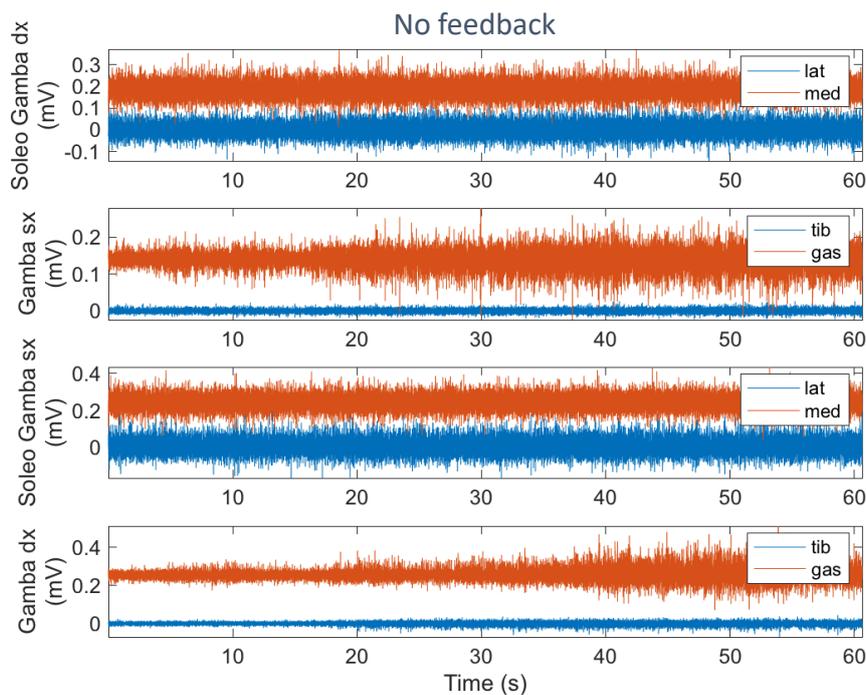


Figura 38 Segnali EMG bipolari grezzi durante la condizione 1: senza feedback visivo del CoP

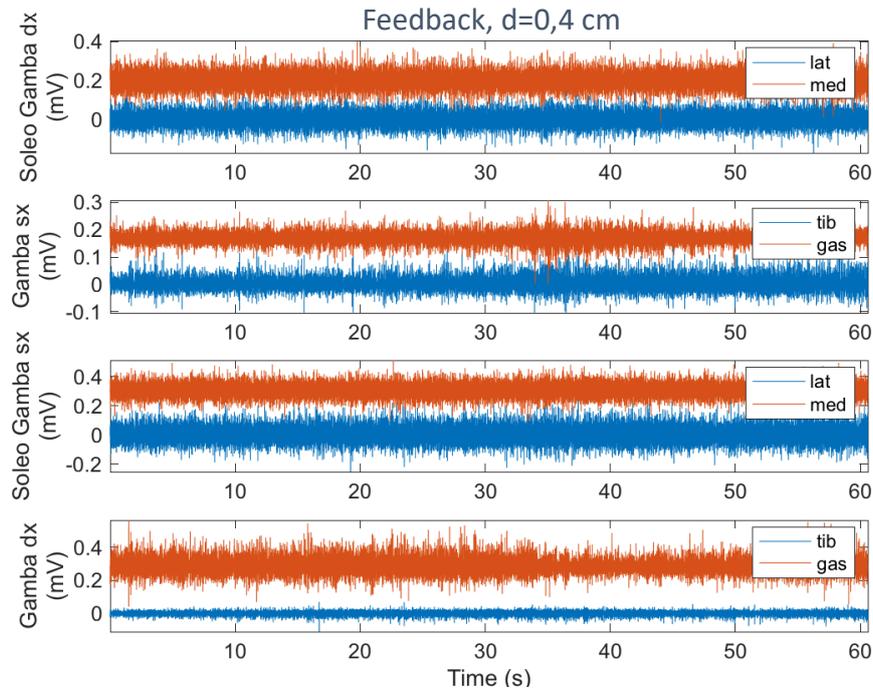


Figura 39 Segnali EMG bipolari grezzi durante la condizione 2: con feedback visivo del CoP e target di diametro 0,4 cm

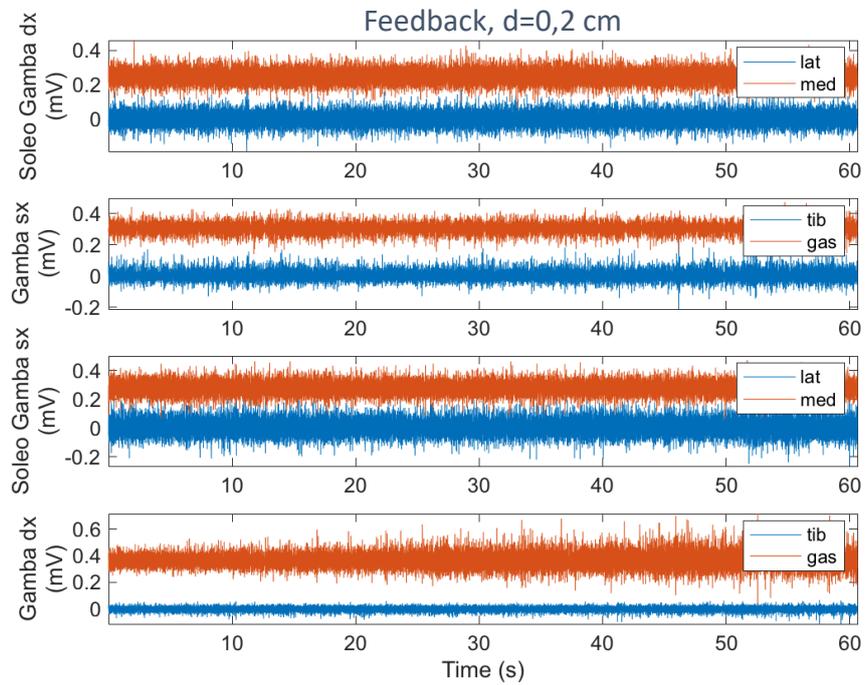


Figura 40 Segnali EMG bipolari grezzi durante la condizione 2: con feedback visivo del CoP e target di diametro 0,2 cm

Le figure sopra elencate riportano l'attività muscolare dei muscoli gastrocnemio mediale, soleo mediale e laterale e tibiale anteriore della gamba destra e della gamba sinistra. Sembra esserci, in generale, un incremento dell'attività muscolare,

ma per una migliore comprensione vengono riportati in un unico grafico epoche di segnale della durata di 10 secondi dello stesso soggetto nelle tre condizioni per i muscoli della caviglia indagati:

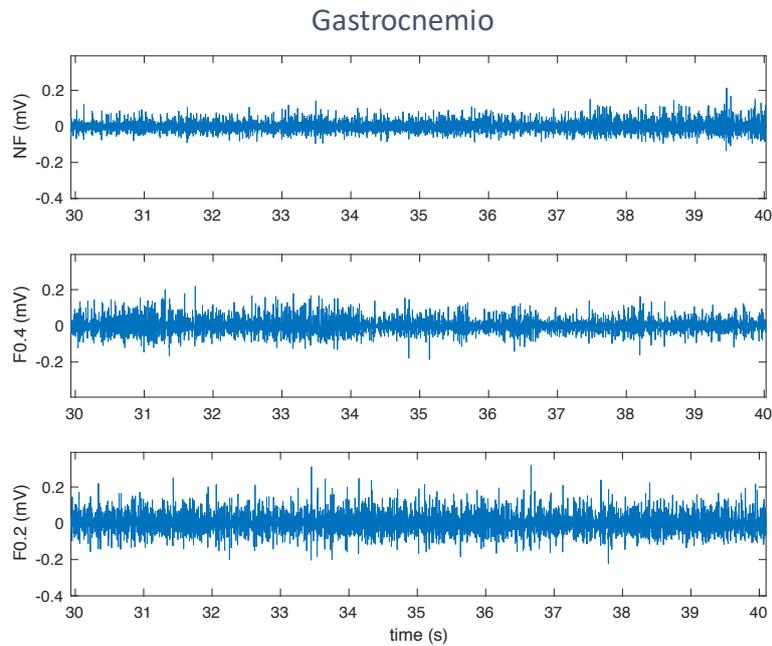


Figura 41 Segnale EMG bipolare grezzo del gastrocnemio mediale nelle tre condizioni: NF= no feedback, F0.4= feedback visivo del CoP e target di diametro di 0,4 cm, F0.2= feedback visivo del CoP e target di diametro di 0,2 cm.

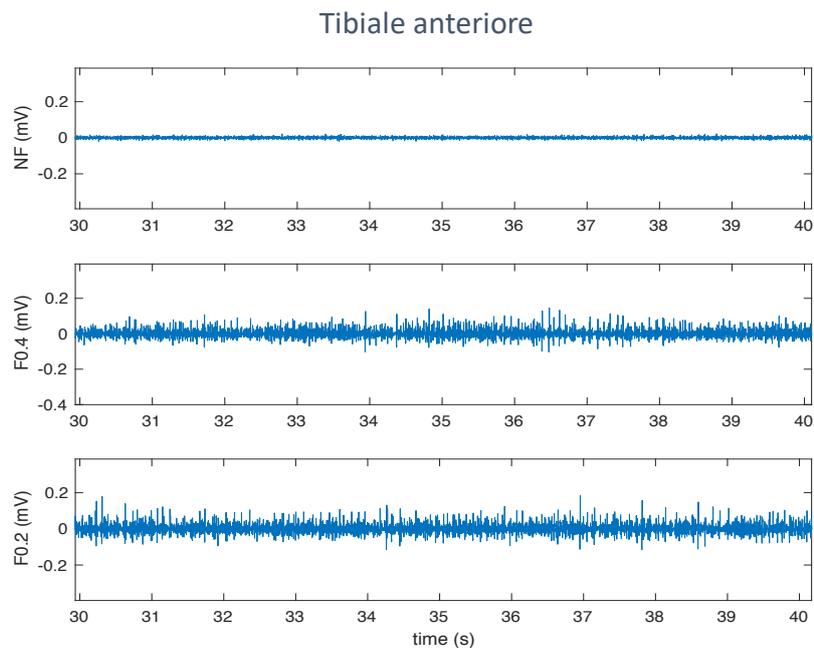


Figura 42 Segnale EMG bipolare grezzo del tibiale anteriore nelle tre condizioni: NF= no feedback, F0.4= feedback visivo del CoP e target di diametro di 0,4 cm, F0.2= feedback visivo del CoP e target di diametro di 0,2 cm.

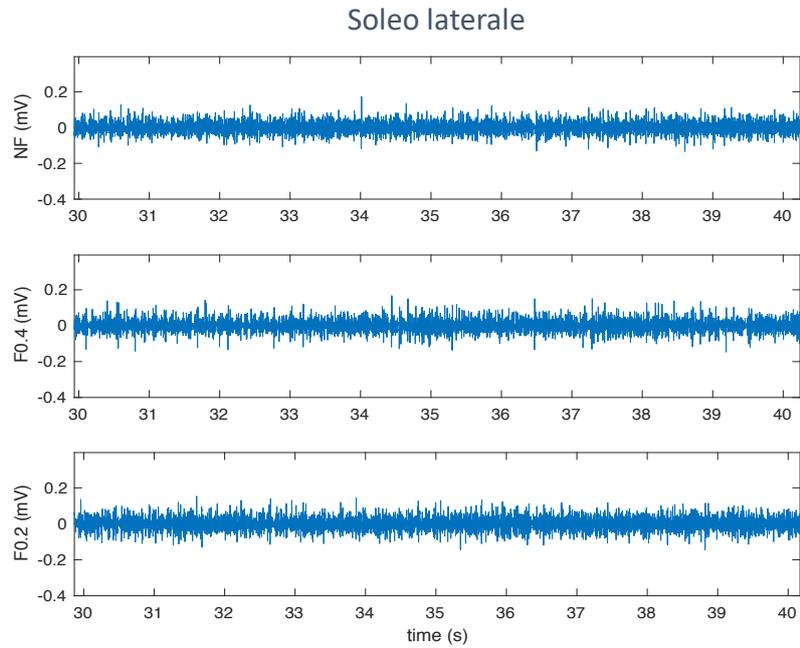


Figura 43 Segnale EMG bipolare grezzo del soleo laterale nelle tre condizioni: NF= no feedback, F0.4= feedback visivo del CoP e target di diametro di 0,4 cm, F0.2= feedback visivo del CoP e target di diametro di 0,2cm.

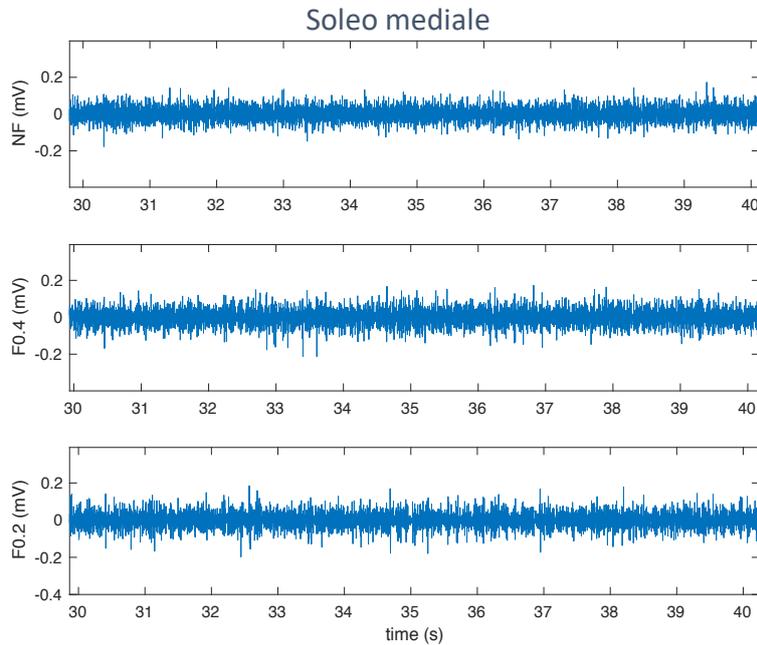


Figura 44 Segnale EMG bipolare grezzo del soleo mediale nelle tre condizioni: NF= no feedback, F0.4= feedback visivo del CoP e target di diametro di 0,4 cm, F0.2= feedback visivo del CoP e target di diametro di 0,2cm.

Osservando le figure 41 e 42 si nota come l'attività muscolare del gastrocnemio e del tibiale anteriore aumenta passando dalla condizione senza feedback alla condizione con feedback visivo del CoP. Un aumento, seppure meno notevole si ha

anche tra le due diverse condizioni di feedback, con diametro di 0,4 cm e 0,2 cm rispettivamente. In particolare, il muscolo tibiale anteriore è praticamente silente nella condizione senza feedback mentre l'ampiezza del segnale EMG aumenta nelle altre due condizioni.

Nelle figure 43 e 44 invece si può osservare l'attività muscolare relativa al soleo laterale e mediale. L'aumento dell'attività muscolare riscontrata in questo caso non è evidente come nei casi precedenti, però si può notare un lieve aumento dalla condizione senza feedback alle condizioni con feedback.

Per quantificare l'ampiezza dei segnali EMG bipolari sono stati calcolati i relativi valori RMS per ogni acquisizione per ogni muscolo e poi mediati in base ai soggetti valutati. Il valore RMS dei segnali EMG, considerando tutta la durata della condizione, fornisce infatti un'indicazione generale di qualsiasi aumento del grado di attività muscolare durante la condizione eretta. Per ogni valore è stata inoltre calcolata la deviazione standard in modo da valutarne la variabilità. I risultati di gruppo vengono riportati in Figura 45 e in Figura 46, per la gamba destra e sinistra rispettivamente:

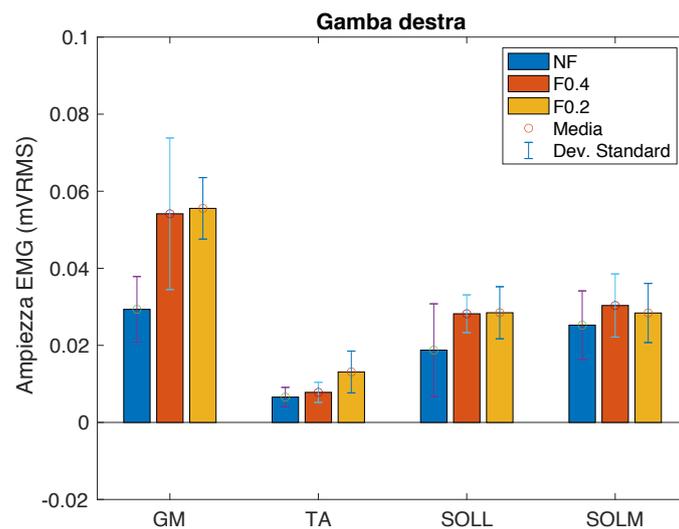


Figura 45 Ampiezza RMS dei segnali EMG bipolari della gamba destra. NF= no feedback, 0.4= feedback visivo del CoP e target di diametro di 0,4cm, F0.2= feedback visivo del CoP e target di diametro di 0,2 cm.

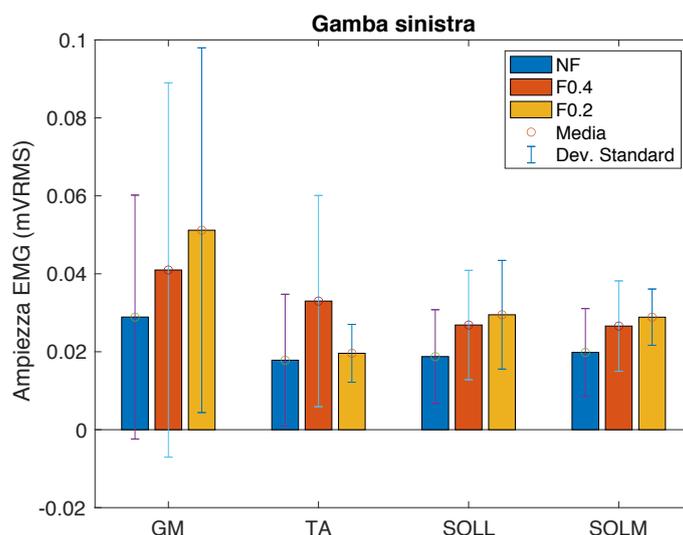


Figura 46 Ampiezza RMS dei segnali EMG bipolari della gamba sinistra. NF= no feedback, 0.4= feedback visivo del CoP e target di diametro di 0,4cm, F0.2= feedback visivo del CoP e target di diametro di 0,2 cm.

Queste ultime due figure di gruppo suggeriscono come l'ampiezza dei segnali EMG possa aumentare in tutti i muscoli indagati dalla condizione senza feedback visivo del CoP alla condizione con il feedback. In aggiunta, è possibile anche che si abbia un leggero aumento tra le condizioni con il feedback e i target di due diversi diametri, 0,4 cm e 0,2 cm rispettivamente. Per quanto riguarda il soleo mediale e laterale di entrambe le gambe non sembrano esserci differenze di attività, entrambe le porzioni infatti sembrano attivarsi allo stesso modo tra una condizione e l'altra. Nella gamba destra l'aumento dell'attività del gastrocnemio mediale sembra maggiore rispetto all'aumento dell'attività dello stesso muscolo nella gamba sinistra. Sembrerebbe invece opposto il comportamento per il suo antagonista, ovvero per il tibiale anteriore, il quale pare aumentare la sua attività in maniera più evidente per la gamba sinistra rispetto alla gamba destra. È da sottolineare anche una maggiore variabilità per la gamba sinistra rispetto alla gamba destra.

L'analisi statistica preliminare ANOVA ha permesso di evidenziare la presenza di potenziali effetti delle diverse condizioni su ciascun muscolo. In particolare ha evidenziato un effetto dovuto alle diverse condizioni nei muscoli gastrocnemio e tibiale anteriore della gamba destra ( $p < 0.05$ ). Non si può invece affermare lo stesso per il soleo della gamba destra e i muscoli della gamba sinistra ( $p > 0.05$ ). Il confronto post-hoc ha indicato una differenza nell'ampiezza del segnale EMG del gastrocnemio destro tra la condizione senza feedback (condizione 1) e le due condizioni con feedback visivo del CoP (target di 0,4 cm e 0,2 cm di diametro

rispettivamente), mentre si ha una significativa differenza nell'ampiezza del segnale EMG del tibiale anteriore destro tra la condizione 1 e la condizione con feedback e target di diametro 0,2 cm.

L'area di oscillazione del CoP, ovvero l'area dell'ellisse al 95% di confidenza, calcolata per ogni soggetto per ogni condizione, diminuisce passando dalla condizione senza feedback alle condizioni con feedback. Per lo stesso soggetto per cui sono stati riportati i segnali EMG, nella Figura 47, vengono riportate le aree di oscillazione per tutte e tre le condizioni testate. È possibile osservare come per questo soggetto l'area diminuisca notevolmente passando dalla condizione senza feedback visivo del CoP alla condizione con feedback e target di diametro 0,4 cm. Un'ulteriore diminuzione si nota poi passando alla condizione con target di 0,2 cm.

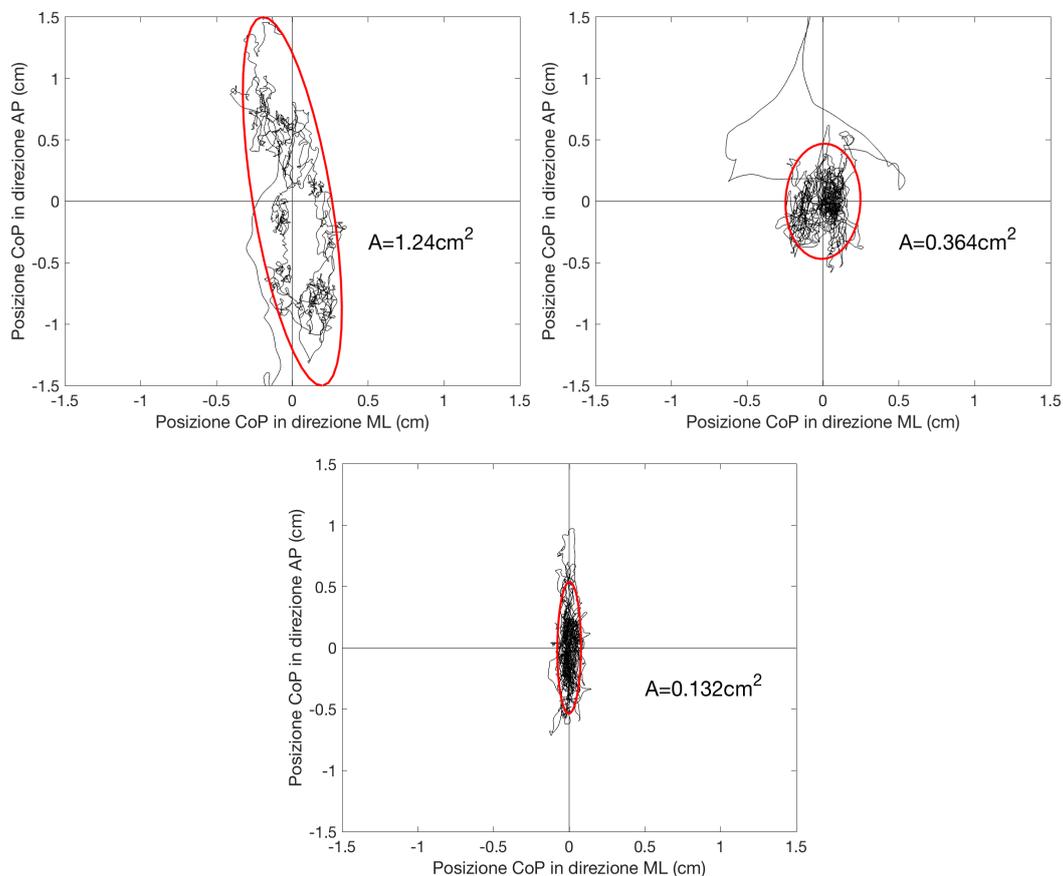


Figura 47 Aree di oscillazione del CoP per un soggetto nelle tre condizioni testate.

I dati di gruppo, ovvero i valori dell'area media di oscillazione ottenuti per ogni soggetto e per ogni condizione, sono riportati in Figura 48. Questi dati sembrano confermare l'andamento riportato per il singolo soggetto. Si ha infatti un'area di oscillazione media di  $0,7817\text{ cm}^2$  per la condizione senza feedback,  $0,3650\text{ cm}^2$  per

la condizione con feedback e target di 0,4 cm di diametro e infine un valore di 0,2474 cm<sup>2</sup> per l'ultima condizione, con target di 0,2 cm di diametro.

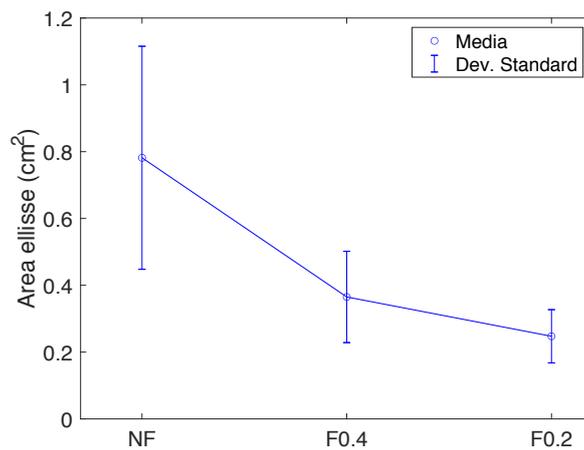


Figura 48 Area di oscillazione: risultati di gruppo. NF= no feedback, F0.4= feedback visivo del CoP e target di diametro 0.4 cm, F0.2= feedback visivo del CoP e target di diametro 0.2 cm

L'analisi statistica preliminare ANOVA conferma quanto detto ( $p < 0.01$ ), evidenziando un effetto sull'area di oscillazione in relazione alle condizioni testate. L'analisi post-hoc rivela una differenza significativa tra la condizione senza feedback ed entrambe le condizioni con feedback.

I risultati ottenuti indicano, in conclusione, un possibile aumento dell'attività muscolare in relazione alla condizione testata. Tutti i soggetti hanno infatti mostrato una diminuzione dell'area di oscillazione a fronte di un aumento dell'attività muscolare. Si presume quindi che ridurre le oscillazioni del CoP tramite feedback visivo è possibile ma ad un costo metabolico superiore. Nel mantenimento della postura eretta senza feedback visivo del CoP perciò il sistema di controllo posturale dà priorità alla minimizzazione dell'attivazione muscolare a costo di oscillazioni posturali più ampie.

È doveroso sottolineare che le prove sono state condotte su un basso numero di soggetti, pertanto l'analisi statistica condotta potrebbe non avere senso. Con un maggior numero di soggetti però si sarebbe potuta testare l'ipotesi di maggiore sforzo muscolare per le condizioni con feedback visivo del CoP.

## 4.2 Effetto del protocollo di training

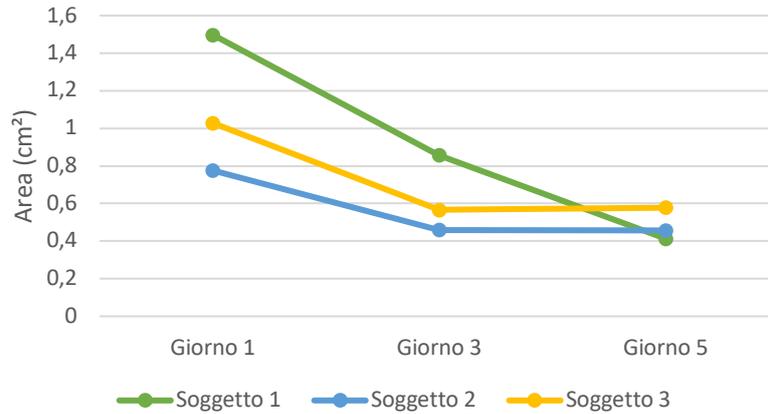
Ulteriore scopo di questo lavoro è stato quello di valutare gli effetti di un protocollo di training posturale della durata di 5 giorni mediante esercizi basati sul feedback visivo del CoP. Gli esercizi implementati nell'interfaccia e utilizzati per tale scopo sono stati 'Circle' e 'Hunting'. Nei giorni di valutazione (giorno 1, 3 e 5) sono state calcolate diverse variabili in base al test di valutazione, per un totale di 3 valori per ogni variabile. I soggetti testati sono stati 3, in seguito si farà riferimento a tali soggetti con Soggetto 1, Soggetto 2 e Soggetto 3. I soggetti 1 e 3 hanno svolto il periodo di training con l'esercizio 'Circle', mentre il soggetto 2 con l'esercizio 'Hunting'.

Per il primo test di valutazione, ovvero il mantenimento della posizione eretta sulla pedana senza feedback visivo del CoP per 60 s, sono state calcolate due variabili: l'area di oscillazione (Sway Area, cm<sup>2</sup>) e la media della velocità istantanea del CoP (cm/s). La velocità di oscillazione [Tabella 1] non ha subito variazioni durante il periodo di valutazione per nessuno dei soggetti.

	Media della velocità istantanea del CoP (cm/s)		
	Giorno 1	Giorno 3	Giorno 5
Soggetto 1	0,2286	0,2291	0,2479
Soggetto 2	0,1759	0,1782	0,1901
Soggetto 3	0,1557	0,1563	0,1885

*Tabella 1 Media della velocità istantanea del CoP (cm/s)*

In Figura 49 è riportato l'andamento della Sway Area in relazione al giorno di valutazione. Si nota come vi sia una progressiva diminuzione dell'area in tutti i soggetti, indipendentemente dall'esercizio di training svolto.



*Figura 49 Area di oscillazione al 95% di confidenza.*

Questi risultati quindi evidenziano come il training dinamico dell'equilibrio possa influire sulle oscillazioni durante la postura eretta statica.

Per il secondo test di valutazione (LOS) sono state calcolate diverse variabili dinamiche: tempo di transizione (s), controllo direzionale (%) e area di oscillazione periferica (cm<sup>2</sup>). In Figura 50 è possibile notare l'andamento di queste variabili dal primo all'ultimo giorno di valutazione. Il tempo di transizione, ovvero il tempo in secondi impiegato per spostare il CoP dal target centrale a quello periferico una volta che il target mobile si è spostato, e il controllo direzionale, ovvero il rapporto tra la quantità di movimento nella direzione prevista e la quantità di deviazione dalla traiettoria di movimento ideale, espresso in percentuale (con 100% corrispondente ad una linea retta tra centro e target periferico) sono stati calcolati per ogni transizione tra due diversi target e poi mediati in base al numero totale di transizioni. In questo modo per ogni giorno di valutazione si ottiene un unico valore di tempo di transizione e di controllo direzionale. L'area di oscillazione periferica è invece l'area di oscillazione calcolata una volta che il soggetto ha raggiunto il target, in questo caso la variabile è stata calcolata tante volte quante sono i target e poi mediata. I risultati mostrano come tutti i soggetti, indipendentemente dall'esercizio di training svolto, migliorino il tempo di transizione e il controllo direzionale. Quindi, passando dal giorno 1 al giorno 5, il tempo impiegato per raggiungere il target sembra diminuire mentre sembra aumentare la percentuale di movimento nella direzione ideale. Questi dati suggeriscono pertanto una maggiore accuratezza nel movimento del CoP. L'area di oscillazione periferica diminuisce per i soggetti 1 e 2, mentre rimane circa invariata per il soggetto 2. Si può quindi

supporre che sessioni ripetute di training posturale possano aumentare la stabilità periferica al 75% dei limiti di stabilità teorici del soggetto.

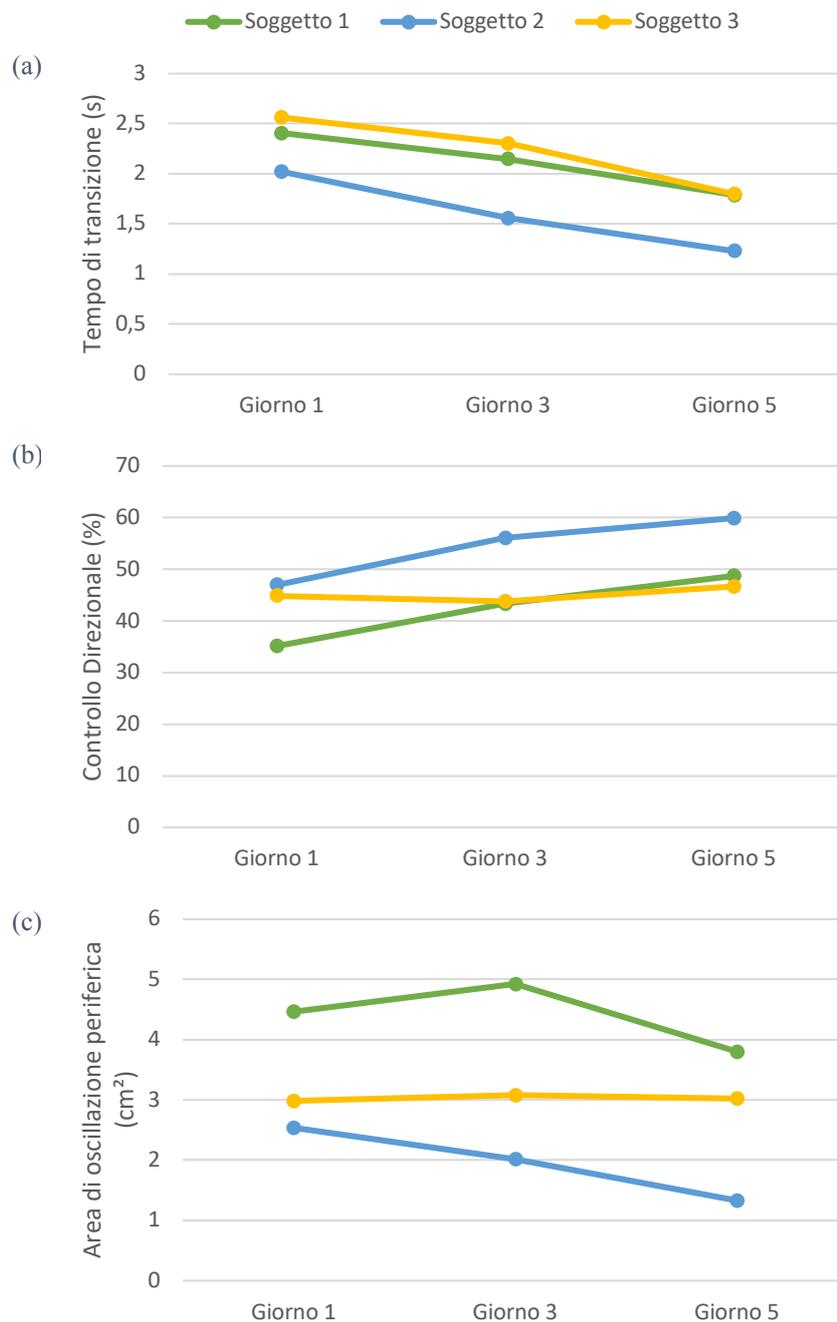


Figura 50 Variabili del LOS test: (a) tempo di transizione (s), (b) controllo direzionale (%) e (c) area di oscillazione periferica (cm<sup>2</sup>)

In Figura 51 è possibile vedere la disposizione dei target e la traiettoria del CoP durante lo svolgimento del LOS test in tutti i giorni di valutazione per un singolo soggetto, in particolare per il soggetto 1. Questi grafici sembrano confermare quanto già detto, in quanto si nota come vi sia una maggiore accuratezza nello

spostamento del CoP e anche una maggiore stabilità periferica passando dal primo all'ultimo giorno di valutazione. Osservando infatti il grafico del giorno 5, l'area di oscillazione periferica appare minore e quasi sempre confinata all'interno del target, soprattutto per i 3 target posteriori.

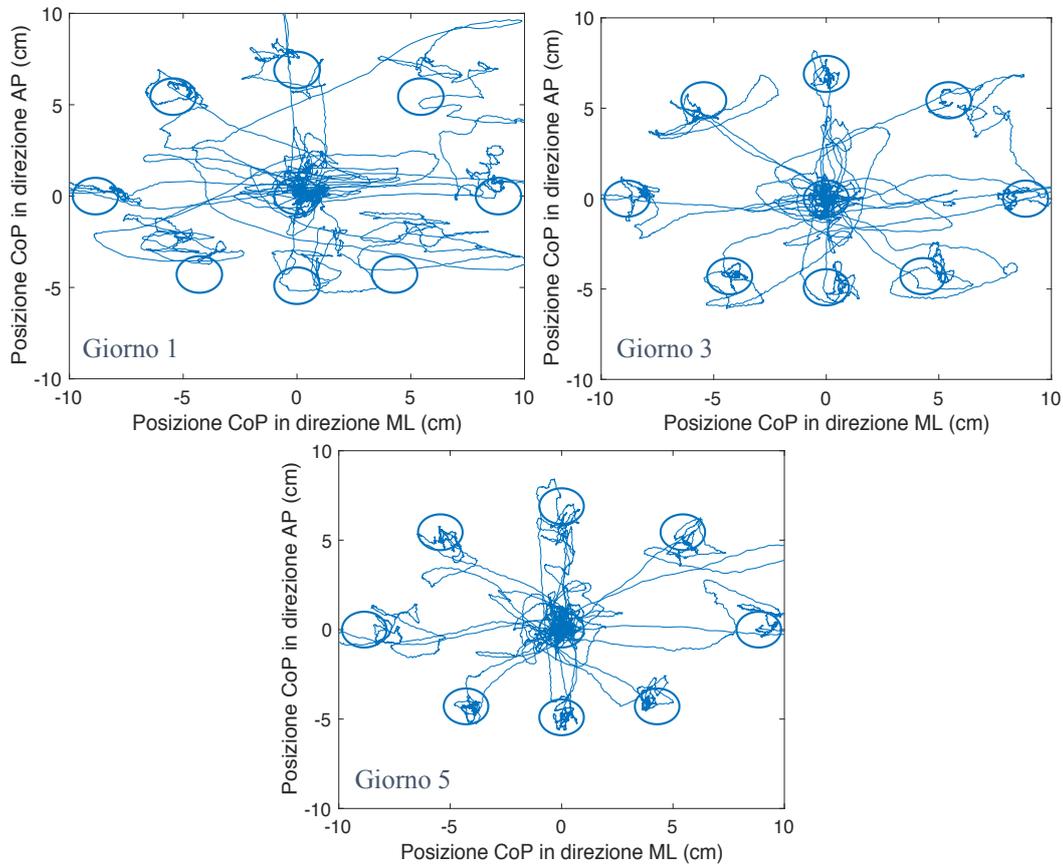


Figura 51 Traiettorie del CoP durante lo svolgimento del LOS test nel primo, terzo e quinto giorno di valutazione. In ogni grafico vengono riportati anche i target.

La traiettoria del CoP durante lo svolgimento dell'ultimo test di valutazione, Rhythmic Weight Shift (RWS) Test, viene riportata in Figura 52 per il soggetto 3 alla velocità di 1s in direzione ML. Anche in questo caso nei grafici sono stati raffigurati i target fissi, ovvero i limiti entro cui si è mosso il target mobile. Si nota una differenza di traiettoria per questo soggetto passando dal giorno 1 al giorno 5, in quanto in quest'ultimo giorno la traiettoria risulta più lineare rispetto al primo giorno.

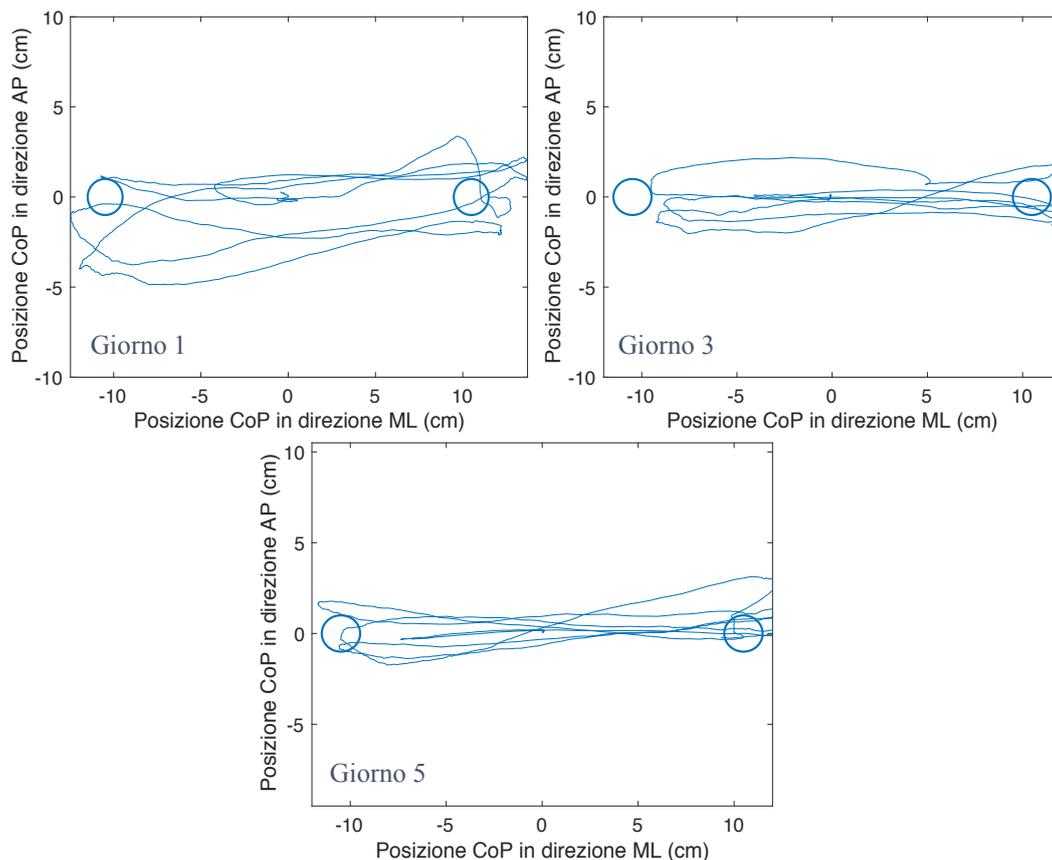


Figura 52 Traiettorie del CoP durante lo svolgimento del RWS test alla velocità di 1 s in direzione ML nel primo, terzo e quinto giorno di valutazione. In ogni grafico vengono riportati anche i target fissi

Per ogni combinazione di velocità (1s, 2s, 3s) e direzione (AP o ML) è stato inoltre calcolato il rapporto tra la quantità di movimento nella direzione prevista e la quantità di deviazione dalla traiettoria di movimento ideale, espresso in percentuale, ovvero il controllo direzionale. I risultati di gruppo sono visibili in Figura 53. I grafici presentano la percentuale di controllo direzionale nell'asse delle ordinate e la velocità, o meglio il tempo di transizione del target mobile tra i due target fissi, nell'asse delle ascisse. Per ogni velocità si hanno tre gruppi di barre relativi ai giorni di valutazione: giorno 1, giorno 3 e giorno 5. I valori ottenuti non evidenziano un particolare trend, infatti per ogni soggetto si ha una certa variabilità tra i risultati nei vari giorni di valutazione. L'unico aspetto interessante è per lo spostamento, sia in direzione AP che in direzione ML, a 1 s di velocità; in questo caso infatti tutti i soggetti sembrano evidenziare un leggero miglioramento nella percentuale del controllo direzionale. Questo potrebbe indicare un maggior controllo nello spostamento del CoP a velocità più elevate rispetto alle basse velocità.

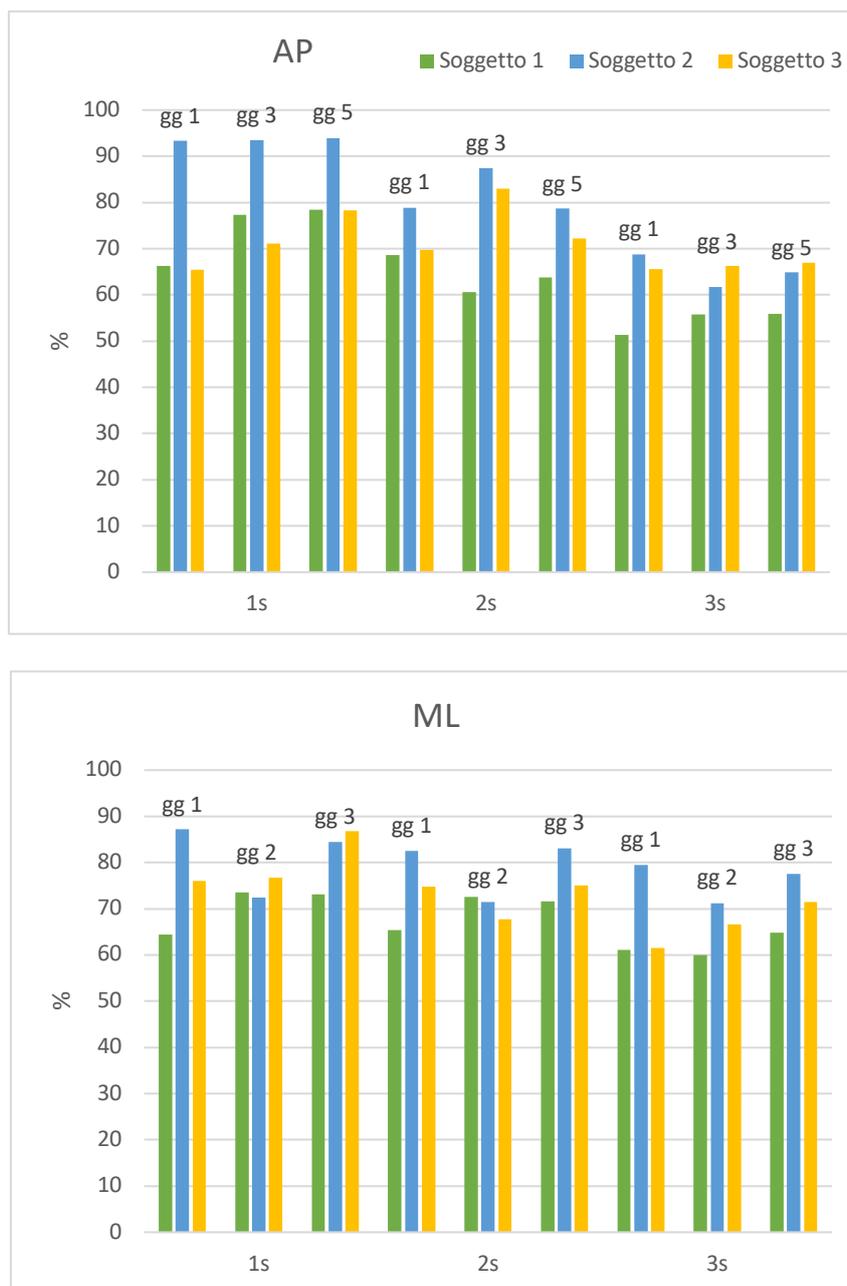


Figura 53 Controllo direzionale nel RWS test. In alto il controllo direzionale riferito alla direzione AP e in basso alla direzione ML. Nelle ascisse è riportata la velocità, o meglio il tempo di transizione tra i due target (1s, 2s, 3s), mentre nelle ordinate la percentuale di controllo direzionale. Per ogni velocità sono presenti tre gruppi di barre, ognuno riferito al giorno di valutazione (giorno 1 (gg1), giorno 3 (gg3), giorno 5(gg5)).

Si può infine concludere che entrambi gli esercizi di training, ‘Circle’ e ‘Hunting’, sembrano allenare efficacemente la stabilità posturale statica e dinamica.

È fondamentale sottolineare che in questo studio hanno preso parte soggetti giovani e sani, con nessuna disabilità sensoriale o motoria, quindi il miglioramento delle performance è da attribuire all’effetto dovuto all’allenamento. Proprio per la tipologia di popolazione testata, è possibile che questo effetto sia molto maggiore

in popolazioni con condizioni sensoriali e/o motorie alterate. Infatti la percentuale di miglioramento dopo un periodo di training dipende dalla quantità di stabilità iniziale (27).

## Capitolo 5: Conclusioni

L'obiettivo di questo studio è stato lo sviluppo di una interfaccia grafica per la valutazione e il training posturale. In letteratura vi è infatti un grande interesse verso tecniche che permettono lo studio e la valutazione dell'equilibrio statico e dinamico a causa delle problematiche fisiche (lesioni, traumi, ecc) e psicologiche (paura nello svolgere le normali attività quotidiane) che potrebbero nascere da una qualsiasi sua alterazione. L'interfaccia sviluppata permette quindi di svolgere, impostando tutti i parametri necessari, 3 test di valutazione (Sway reduction, LOS e RWS test) e 2 esercizi di training (Circle e Hunting) visualizzando in tempo reale il CoP con l'obiettivo di quantificare le prestazioni del sistema di controllo posturale e fornire dei dati utili alla diagnosi o per confrontare nel tempo l'efficienza della terapia riabilitativa.

Attraverso questa interfaccia è stata poi valutata l'attività muscolare nei muscoli della caviglia (tricipite surale e tibiale anteriore) coinvolti nel mantenimento della postura eretta durante lo svolgimento di tre diversi compiti. Da quanto ottenuto da questo protocollo è possibile affermare che la visualizzazione in tempo reale del CoP (feedback visivo) in associazione al test Sway reduction permette di minimizzare le oscillazioni posturali. Si è visto infatti che l'area di oscillazione al 95 % di confidenza viene notevolmente ridotta in tutti i soggetti testati a fronte però di un certo aumento dell'attività muscolare nel gastrocnemio mediale e tibiale anteriore. Si può dedurre quindi che la riduzione delle oscillazioni durante il mantenimento della postura eretta può verificarsi aumentando il costo metabolico.

Infine è stato proposto un protocollo di valutazione e training posturale della durata di 5 giorni a cui hanno preso parte 3 diversi soggetti sani e giovani. I test di valutazione eseguiti nel giorno 1, 3 e 5 (posizione eretta sulla pedana senza feedback visivo, LOS e RWS test) hanno evidenziato un effetto positivo generale sulle variabili calcolate. Durante il mantenimento della posizione eretta sulla pedana per 60 s, si è riscontrata infatti una diminuzione nell'area di oscillazione, inoltre nel LOS il tempo di transizione è diminuito a fronte di un aumento del controllo direzionale dal giorno 1 al giorno 5. Una maggiore variabilità si è invece constatata nei valori di controllo direzionale del RWS test, infatti nonostante si

siano registrati leggeri miglioramenti durante lo svolgimento del test in entrambe le direzioni alla velocità più elevata prevista, non è possibile affermare che il periodo di training abbia un effetto concreto sul controllo del soggetto in termini di gestione dello spostamento del CoP in modo ritmico e seguendo traiettorie lineari. In ultimo, come già accennato, è possibile che l'effetto di un periodo di allenamento posturale, come quello proposto, sia maggiore in popolazioni con condizioni sensoriali e/o motorie alterate, poiché la percentuale di miglioramento dopo un periodo di training dipende dalla quantità di stabilità iniziale.



## Bibliografia

1. *Postural orientation and equilibrium. Handbook of physiology.* **Fay B. Horak, Jane M. Macpherson.** New York : Oxford University Press, 1996.
2. *Feedforward ankle strategy of balance during quiet stance in adults.* **Plamen Gatev, Sherry Thomas, Thomas Kepple and Mark Hallett.** 1999, Journal of Physiology, p. 915-928.
3. *Methods used to measure postural balance.* **Ewelina Pankanin, Paulina Miętkowska.** 7, 2018, Journal of Education, Health and Sport, Vol. 8, p. 214-220.
4. *Successful balance training is associated with improved multisensory function in fall-prone older adults.* **Niamh A. Merriman, Caroline Whyatt, Annalisa Setti, Cathy Craig, Fiona N. Newell.** 2014, Computers in Human Behavior, p. 192-203.
5. *Il controllo posturale statico e dinamico in appoggio monopodalico.* **Riccio, Dario Riva Paola Trevisson Roberto Minoletti Nicolò Venturin M. Carlotta.** 2001, Il fisioterapista.
6. *Direct measurement of ankle stiffness during quiet standing: implications for control modelling and clinical application.* **Maura Casadio, Pietro G. Morasso, Vittorio Sanguineti.** 21, 2005, Gait & Posture, p. 410-424.
7. **Anjos, Fabio Vieira Dos.** High-density surface EMG to investigate muscle activity during standing: implications for the training of postural control with EMG biofeedback in the elderly. 2017 .
8. *Human balancing of an inverted pendulum: position control by small, ballistic-like, throw and catch movements.* **Lakie, Ian D. Loram and Martin.** 3, 2002, Journal of Physiology, Vol. 540, p. 1111–1124.
9. **C.Ferraresi.** Semplici modelli biodinamici - Lezioni del corso Meccanica applicata ai sistemi biomedici. 2017.

10. *Proprioceptive, visual and vestibular thresholds for the perception of sway during standing in humans.* **Closkey, Richard Fitzpatrick and D.I.Mc.** 1, 1994, Journal of Physiology , Vol. 478, p. 173-186.
11. **Gazzoni, Marco.** Lezioni di Bioingegneria della riabilitazione. 2018.
12. *Surface electromyography: Why, when and how to use it.* **M.A. Cavalcanti Garcia and T.M. M. Vieira.** 1, 2011, Rev Andal Med Deporte, Vol. 4, p. 17-28.
13. *Postural activation of the human medial gastrocnemius muscle: are the muscle units spatially localised?* **Taian M. M. Vieira, Ian D. Loram, Silvia Muceli, Roberto Merletti and Dario Farina.** 2011, J Physiol , Vol. 589, p. 431-443.
14. *Specificity of surface EMG recordings for gastrocnemius during upright standing.* **Taian Martins Vieira, Alberto Botter, Silvia Muceli & Dario Farina.** 2017, SCIENTIFIC Reports .
15. *Effect of contraction force and knee joint angle on the spatial representation of soleus activity using high-density surface EMG.* **Reffad A, Mebarkia K, Vieira TMM, Catherine Disselhorst-Klug.** 2014, Biomed Tech, Vol. 59, p. 399-411.
16. *The proprioceptive and agonist roles of gastrocnemius, soleus and tibialis anterior muscles in maintaining human upright posture.* **Irene Di Giulio, Constantinos N. Maganaris, Vasilios Baltzopoulos and Ian D. Loram.** 10, 2009, J Physiol, Vol. 587, p. 2399–2416.
17. *The spatial distribution of Ankle Muscles activity discriminates aged from young subject during standing .* **Fabio V. dos Anjos, Talita P.Pinto, Marco Gazzoni and Taian M. Vieira.** 190, 2017, Frontiers in Human Neuroscience , Vol. 11.
18. *Identification of Neural Feedback for Upright Stance in Humans: Stabilization Rather Than Sway Minimization.* **Tim Kiemel, Yuanfen Zhang, and John J. Jeka.** 42, 2011, The Journal of Neuroscience, Vol. 31, p. 15144 –15153.
19. *To what extent can increasing the magnification of visual feedback of the centre of pressure position change the control of quiet standing balance?* **Ryan P.**

**Cawsey, Romeo Chua, Mark G. Carpenter, David J. Sanderson.** 29, 2009, *Gait & Posture*, p. 280-284.

20. *Influences of Visual Feedback Indicator Scales on Human Upright Postural Control.* **Lili Pei, Hongyi Li, Yunfa Fu, and Yanhua Yang.** 2011, International Conference on Cyber Technology in Automation, Control, and Intelligent Systems.

21. *Magnifying the Scale of Visual Biofeedback Improves Posture.* **Deborah A. Jehu, Jérémie Thibault, Yves Lajoie.** 2015, *Applied Psychophysiology and Biofeedback*.

22. *The Effects of Scale Display of Visual Feedback on Postural Control During Quiet Standing in Healthy Elderly Subjects .* **Nicolas Pinsault, Nicolas Vuillerme.** 2008, *American Academy of Physical Medicine and Rehabilitation*, Vol. 89, p. 1772-1774.

23. *Evaluaciòn y Rehabilitaciòn del equilibrio mediante posturografia.* **M.F. Peydro de Moya, J.M Baydal Bertomeu and M.J. Vivas Broseta.** 6, 2005, *Instituto de Biomecanica de Valencia* , Vol. 39, p. 315-323.

24. *Direction-specific impairments of limits of stability in individuals with multiple sclerosis.* **Mohan Ganesan, Neeta Kanekar, Alexander S. Aruin.** 2015, *Physical and Rehabilitation Medicine*, Vol. 58, p. 145-150.

25. *The Basics of Balance and Falls.* **Wallmann, Harvey W.** 2009, *Home Health Care Management Practice*.

26. *Validity and Reliability of Limits-of-Stability Testing: A Comparison of 2 Postural Stability Evaluation Devices.* **Marie L. Pickerill, Rod A. Harter.** 6 , 2011, *Journal of Athletic Training*, Vol. 46, p. 600-606.

27. *Training Effects During Repeated Therapy Sessions of Balance Training Using Visual Feedback.* **Ronnalea G. Hamman, &or Mekjavic, Arthur I. Mallinson, Neil S. Longridge.** 1992, *American Academy of Physical Medicine und Rehubilitation* , Vol. 73, p. 738-744.

28. *Assessing control of postural stability in community-living older adults using performance-based limits of stability.* **Myriam Jbabdi, Patrick Boissy, and Mathieu Hamel.** 2008, BMC Geriatrics.
29. *Comparing Balance Performance on Force Platform Measures in Individuals with Parkinson's Disease and Healthy Adults.* **Cathy C. Harro, Amanda Kelch, Cora Hargis, and Abigail DeWitt.** 2018, Hindawi.
30. *Balance study in asymptomatic subjects: Determination of significant variables and reference patterns to improve clinical application.* **Juan de la Torre, Javier Marin , Jose J. Marin, Jose M. Auria, Maria B. Sanchez-Valverde.** 2017, Journal of Biomechanics, Vol. 65, p. 161-168.
31. *Is posturography able to identify fallers in patients with Parkinson's disease?* **Marcos Rossi-Izquierdo, Dietmar Basta, Juan Pedro Rubio-Rodríguez, Sofía Santos-Pérez, Arne Ernst, Ángel Sesar-Ignacio, Miguel Alberte-Woodward, Mónica Guijarro-Del Amo, Ana Estany-Gestal, Elena San Román-Rodríguez et al.** 2014, Gait & Posture, Vol. 40, p. 53-57.
32. *Posturographic limits of stability can predict the increased risk of falls in elderly patients with instability?* **Ana Faraldo-García, Sofía Santos-Pérez, Marcos Rossi-Izquierdo, Antonio Lirola-Delgado, Isabel Vaamonde-Sánchez-Andrade, María del-Río-Valeiras & Andrés Soto-Varela.** 11, 2016, Acta Otolaryngologica, Vol. 136, p. 1125-1129.
33. *Which Aspects of Postural Control Differentiate between Patients with Parkinson's Disease with and without Freezing of Gait?* **Griet Vervoort, Evelien Nackaerts, Farshid Mohammadi, Elke Heremans, Sabine Verschueren, Alice Nieuwboer, and Sarah Vercruyse.** 2013, Hindawi Publishing Corporation.
34. *A Prospective Study of Alterations in Balance among Patients with Parkinson's Disease.* **M. Rossi, A. Soto, S. Santos, A. Sesar, T. Labella.** 2009, European Neurology, Vol. 61, p. 171-176.
35. *Comparison of Balance Ability Between Patients With Type 2 Diabetes and With and Without Peripheral Neuropathy.* **Kil-Byung Lim, Dong Jun Kim,**

**Jeong-hyun Noh, Jeehyun Yoo, Jung-Wha Moon.** 2014, the American Academy of Physical Medicine and Rehabilitation, Vol. 6, p. 209-214.

36. *Changes in Postural Balance in Frail Elderly Women during a 4-Week Visual Feedback Training: A Randomized Controlled Trial.* **Sanna E. Sihvonen, Sarianna Sipilä, Pertti A. Era.** 2004, Gerontology , Vol. 50 , p. 87–95.

37. *Positive effect of balance training with visual feedback on standing balance abilities in people with incomplete spinal cord injury.* **DG Sayenko, MI Alekhina, K Masani, AH Vette, H Obata, MR Popovic and K Nakazawa.** 2010, Spinal Cord, Vol. 48, p. 886-893.

38. *Effects of body lean and visual information on the equilibrium maintenance during stance.* **Marcos Duarte, Vladimir M. Zatsiorsky.** 2002, Exp Brain Res, Vol. 146, p. 60-69.

39. **MathWorks.** MATLAB. [Online]  
<https://it.mathworks.com/products/matlab/app-designer.html>.

40. *Center of pressure-based balance evaluation in individuals with Parkinson's disease: a reliability study.* **Marcelle Brandão Terra, Rubens A. Da Silva, Maria E. B. Bueno, Henrique Ballalai Ferraz & Suhaila M. Smaili.** s.l. : Physiotherapy Theory and Practice, 2018.

41. *Influence of foot position on static and dynamic standing balance in healthy young adults.* **Carmen Krewer, Jeannine Bergmann, Pablo C. Gräfrath & Klaus Jahn.** 4, s.l. : Hearing, Balance and Communication, 2018, Vol. 16.

42. *Revision of posturography based on force plate for balance evaluation.* **Marcos Duarte, Sandra M. S. F. Freitas.** 3, s.l. : Rev Bras Fisioter, 2010, Vol. 14.

43. **Vieira, Taian de Mello Martins.** *Activities developed within the Laboratory for Engineering of the Neuromuscular System.* Torino : s.n., 2007.

44. **Elettronica, Bio.** User Manual v 1.1 DuePro.

45. *Lezioni di Ingegneria del sistema neuromuscolare.* **Vieira, Taian Martins.** Politecnico di Torino, Torino : s.n.

46. *Installation Manual Version 4.4. Platform, AMTI Biomechanics Force.* April 2017.

47. *Operation/Service Manual. SD, BALANCE SYSTEM.*



## **Ringraziamenti**

*Vorrei innanzitutto ringraziare il mio relatore, il Professore Taian Martins Vieira e il mio correlatore, Fabio Vieira Dos Anjos per il supporto, la pazienza e la disponibilità infinita con cui mi hanno accompagnato durante lo sviluppo di questo progetto. Un sentito ringraziamento anche a tutti i membri del LISiN che mi hanno accolto in questi mesi e a tutti i soggetti che hanno preso parte allo studio, senza la loro adesione tutto questo non sarebbe stato possibile.*

*Un grandissimo grazie va ovviamente ai miei genitori, Daniele e Tiziana. Grazie per tutto il sostegno, per l'amore incondizionato, per la fiducia che avete sempre riposto in me e per tutti gli sforzi e i sacrifici che avete sostenuto in questi anni. Questo traguardo è mio tanto quanto vostro.*

*Grazia a mia sorella Jessica, fondamentale in ogni passo della mia vita. Grazie per aver sopportato gli sbalzi d'umore, per avermi sostenuta e spronata anche quando credevo di non farcela. Sei il mio punto di riferimento.*

*Grazie a Stefano, che più di ogni altro ha gioito per ogni mio successo e sofferto con me ad ogni caduta. Grazie per sopportare e amare anche la parte più scontroso, paranoica e ansiosa di me.*

*Grazie alle mie nonne Sabina e Tonina, da sempre le mie tifose numero uno. E a tutta la mia famiglia per esserci stata, vicina anche se lontana.*

*Grazie a Catherine e Federica, amiche da una vita. Grazie per tutto il vostro incoraggiamento, per ogni parola di conforto e per ogni abbraccio. Per voi ci sarò sempre.*

*Infine un grazie alle mie colleghe, ma prima di tutto amiche Alice, Arianna e Viviana. Grazie per essermi sempre state vicine in questi anni e per aver condiviso con me gioie e dolori di questo lungo percorso. Mi avete fatto sentire a casa anche se lontano. Sono sicura che la nostra è un'amicizia destinata a durare.*