



## **UNIVERSITÀ DEGLI STUDI DI PADOVA**

Dipartimento di Medicina

Dipartimento di Scienze Biomediche

Corso di Laurea Magistrale in Scienze e Tecniche dell'Attività Motoria

Preventiva e Adattata

### **TESI DI LAUREA**

## **Studio dell'attivazione muscolare in prove di equilibrio dinamico mediante l'utilizzo di una pedana oscillante computerizzata**

Relatore: Prof. Marcolin Giuseppe

Laureando: Sinigaglia Marco

N° di matricola: 2028773

Anno Accademico 2021/2022



# INDICE

<b>RIASSUNTO</b> .....	1
<b>ABSTRACT</b> .....	2
<b>1. INTRODUZIONE</b> .....	3
<b>1.1 Equilibrio posturale</b> .....	3
<b>1.2 Recettori somatosensoriali</b> .....	3
<b>1.3 Strategie Anticaduta</b> .....	5
<b>1.4 Apprendimento Neurofisiologico</b> .....	6
<b>1.5 Scopo dello studio</b> .....	7
<b>2. MATERIALI E METODI</b> .....	9
<b>2.1 Partecipanti</b> .....	9
<b>2.2 Strumentazione</b> .....	10
<b>2.2.1 Shaker table</b> .....	10
<b>2.2.2 Pedana Dinamometrica</b> .....	11
<b>2.2.3 Elettromiografia di superficie</b> .....	12
<b>2.2.4 Trigger box</b> .....	13
<b>2.3 Protocollo sperimentale</b> .....	14
<b>3. ANALISI DATI E RISULTATI</b> .....	19
<b>3.1 Analisi dati</b> .....	19
<b>3.1.1 Analisi CoP</b> .....	19
<b>3.1.2 Analisi EMG</b> .....	20
<b>3.2 Analisi statistica</b> .....	23
<b>3.3 Risultati</b> .....	23
<b>3.3.1 Parametri del CoP</b> .....	23

3.3.2 Parametri del CCI.....	25
4. CONCLUSIONE.....	29
5. BIBLIOGRAFIA.....	30

## RIASSUNTO

**Background:** l'equilibrio posturale per definizione corrisponde all'abilità del soggetto di mantenere la proiezione a terra del centro di massa all'interno della base di supporto. Mentre la postura si definisce come la coattivazione di gruppi muscolari agonisti e antagonisti. L'insieme di queste due conferisce ad un individuo la possibilità, entro certi limiti di contrastare una perturbazione esterna mantenendo una condizione di equilibrio.

**Scopo dello studio:** Lo studio ha lo scopo di indagare l'effetto di perturbazioni esterne indotte mediante la traslazione della base d'appoggio, sulla capacità del controllo posturale dinamico mediante parametri correlati alla traiettoria del centro di pressione (CoP), misurati con una pedana dinamometrica. Inoltre, sono state analizzate le cocontrazioni muscolari dell'arto inferiore e del tronco per studiarne la relazione con i parametri del CoP.

**Materiali e metodi:** 10 soggetti (F=5; M=5; Media  $\pm$  SD: 24,00  $\pm$  1,49 anni; 1,657  $\pm$  0,06 m; 59,8  $\pm$  7,33 Kg; 21,72  $\pm$  1,72 Kg/m<sup>2</sup>) sani hanno partecipato allo studio. È stata utilizzata una pedana mobile (Shaker table) i cui spostamenti differivano per ampiezza (25 mm; 50 mm; 100 mm), velocità (100 mm/s; 200 mm/s) e direzione (antero-posteriore; postero-anteriore) ed una pedana dinamometrica fissata al di sopra dove il soggetto rimaneva in piedi. Il protocollo consisteva in tre prove statiche, e 12 prove dinamiche dove il soggetto era sottoposto alle diverse perturbazioni esterne. Le 12 prove dinamiche sono state ripetute dal soggetto una seconda volta, dopo una breve pausa di 5 minuti. L'attivazione EMG è stata registrata in tutte le prove per i seguenti muscoli: tibiale anteriore, gastrocnemio laterale, retto del femore, bicipite femorale, erettore spinale e retto dell'addome. Sono stati calcolati 3 parametri riferiti al CoP (First peak, Oscillazione massima e post perturbation variability) e il valore di cocontrazione di gamba, coscia e tronco dai segnali elettromiografici.

**Risultati:** Il First Peak è risultato influenzato dallo spostamento ( $p < 0.01$ ), velocità ( $p < 0.001$ ) e direzione ( $p < 0.01$ ) della Shaker table. L'oscillazione massima dalla velocità ( $p < 0.001$ ) e direzione ( $p < 0.01$ ). Mentre la post perturbation variability da spostamento ( $p < 0.01$ ) e velocità ( $p < 0.001$ ). I valori di cocontrazione della gamba sono stati influenzati dalla direzione ( $p < 0.001$ ), della coscia dalla velocità ( $p < 0.05$ ) e del tronco dallo spostamento ( $p < 0.01$ ).

**Conclusioni:** I risultati hanno dimostrato che globalmente i parametri del CoP erano maggiori quando la perturbazione esterna avveniva in direzione postero-anteriore. Gli elevati valori di cocontrazione della gamba spiegano il minor spostamento del CoP posteriormente per un irrigidimento dell'articolazione di caviglia.

## Abstract

**Background:** The postural body balance involves keeping the vertical projection of the centre of mass within the base of support. Whereas the postural is defined like a co-contraction than agonistic and antagonistic muscle. Together permit at the subject to oppose a perturbation.

**Purpose:** The present study aimed the effect between the base of support shift and the dynamic postural control, calculate thorough the trajectory than centre of pressure, the cocontraction index have also been calculated of lower limb and trunk, for study the interaction with the CoP trajectory.

**Methods:** 10 Healthy subjects (F=5; M=5; Mean  $\pm$  SD: 24,00  $\pm$  1,49 Years old; 1,657  $\pm$  0,06 m; 59,8  $\pm$  7,33 Kg; 21,72  $\pm$  1,72 Kg/m<sup>2</sup>) participate to the study. It was used a dynamic platform (Shaker), whose defer for movement (25 mm; 50 mm; 100 mm), speed (100 mm/s; 200 mm/s) and direction (AP, PA) and a forces plate, positioned above the Shaker. The protocol predictive 3 static and 12 dynamic acquisitions. The 12 dynamic acquisitions have been repeated after a short break. The EMG activation was record than 6 sensors, respectively, tibialis anterior, gastrocnemius lateralis, rectus femoris, biceps femoris, rectus abdominis, erector spinae. It was calculated 3 parameters for the CoP (First peak, delta CoP and post perturbation variability) and the value of trunk co-contraction and lower limb co-contraction.

**Results:** The FP was influenced by movement ( $p < 0.01$ ), speed ( $p < 0.001$ ) and direction ( $p < 0.01$ ) effect. The  $\Delta$ CoP was influenced by speed ( $p < 0.001$ ) and direction ( $p < 0.01$ ) effect. While the PPV was influenced by movement ( $p < 0.01$ ) and speed ( $p < 0.001$ ) effect. The CCI results of the thigh present a direction ( $p < 0.001$ ) effect. The CCI results of the leg present a speed ( $p < 0.05$ ) effect, and the CCI result of the trunk present movement ( $p < 0.001$ ) effect.

**Conclusion:** The results had demonstrated in all of three variables of CoP there is a major oscillation in AP direction than in PA. While the elevate value of the leg CCI explain the minor CoP oscillation in direction posterior-anterior

# **1. INTRODUZIONE**

## **1.1 EQUILIBRIO POSTURALE**

Il controllo dell'equilibrio posturale per definizione corrisponde all'abilità del soggetto di mantenere il centro di pressione (CoP) all'interno della base di supporto (BoS) (Paillard et al., 2017) A sua volta si suddivide in equilibrio e postura. Il primo consente di mantenere il centro di pressione all'interno della base di supporto, mediante l'attivazione o la coattivazione di gruppi muscolari agonisti e antagonisti, mentre il secondo comprende l'organizzazione dei segmenti corporei.

L'equilibrio posturale a sua volta si suddivide in due componenti:

- equilibrio posturale statico
- equilibrio posturale dinamico

L'equilibrio posturale statico corrisponde alla capacità di minimizzare le oscillazioni del corpo cioè del centro di massa (CoM) (Paillard et al., 2019).

L'equilibrio dinamico è dato dalla capacità del corpo di mantenere l'equilibrio in condizioni di continui cambiamenti posturali per contrastare la caduta (Paillard et al., 2015). In altre parole, corrisponde al mantenimento dell'equilibrio durante continue perturbazioni esterne o in condizioni ambientali dinamiche, o la combinazione di entrambe (Però et al., 2017).

Secondo quanto riportato da Heyes (Hayes et al., 1982) i principi che sono alla base della stabilità di un corpo si possono riassumere nei seguenti punti:

1. La stabilità complessiva di un corpo è direttamente proporzionale all'area della sua base di supporto;
2. La stabilità è correlata alla distanza tra la proiezione del centro di massa (CoM) sulla superficie di supporto e il margine di stabilità;
3. La stabilità è inversamente correlata all'altezza del baricentro del corpo;
4. La stabilità è direttamente proporzionata al peso del corpo.

## **1.2 RECETTORI SOMATOSENSORIALI**

L'udito rappresenta la percezione dell'energia delle onde sonore. E' una sensazione complessa che coinvolge più eventi di trasduzione. Le cellule cigliate, recettori sensoriali dell'udito e dell'equilibrio, situate nell'apparato vestibolare dell'orecchio interno, trasducono il movimento delle loro ciglia, mediante l'energia generata dalle accelerazioni, che si traduce in vibrazione meccanica e poi onda fluida nella coclea. L'apparato vestibolare è un insieme intricato di camere collegate e riempite di

liquido. Nell'uomo è costituito da due organi otolitici e da tre canali semicircolari. Gli organi otolitici sono sensibili all'accelerazione lineare e alla posizione assunta dal capo, mentre i tre canali semicircolari sono sensibili all'accelerazione rotazionale in diverse direzioni.

La visione è il processo attraverso il quale la luce riflessa degli oggetti presenti nell'ambiente viene trasformata in immagine mentale, mediante la luce che entra nell'occhio, e viene messa a fuoco sulla retina del cristallino, i fotorecettori della retina trasducono il segnale luminoso in segnale elettrico, che a sua volta viene elaborato attraverso le vie nervose che collegano la retina al cervello. Al sistema visivo viene acquisito uno dei ruoli maggiori nel controllo posturale (Tomomitsu et al., 2013).

I recettori del tatto sono tra i recettori più diffusi del nostro organismo. Si attivano in seguito a stimoli fisici. Si trovano sia nella cute sia nelle regioni più profonde. Alcuni sono costituiti da terminazioni nervose libere, mentre altri hanno struttura più complessa. I meccanorecettori sono estremamente importanti per il controllo posturale vista la loro interazione con l'ambiente esterno (Song et al., 2016).

I recettori sensoriali, conosciuti anche come propriocettori, sono localizzati all'interno dei muscoli scheletrici, nelle capsule articolari e nei legamenti. Si distinguono in fusi neuromuscolari, organi del Golgi e recettori articolari.

I fusi neuromuscolari sono recettori sensibili allo stiramento del muscolo, cioè inviano al midollo spinale e all'encefalo informazioni sulla lunghezza del muscolo e sulle sue variazioni. I fusi sono piccole strutture allungate, sparse tra le fibre muscolari extrafusali, e disposte in parallelo ad esse. Ciascun fuso è costituito da una capsula di tessuto connettivo che avvolge un gruppo di piccole fibre muscolari dette fibre intrafusali. Queste fibre hanno la componente contrattile soltanto alle loro estremità, mentre la parte centrale è priva di miofilamenti. Le estremità contrattili delle fibre intrafusali sono innervate da motoneuroni con caratteristiche funzionali e morfologiche differenti, chiamati motoneuroni gamma. Quando il muscolo è a riposo la regione centrale risulta stirata attivando le terminazioni sensoriali. L'allungamento del fuso e del muscolo attivano la contrazione riflessa che previene i danni di un eccessivo stiramento. Questo meccanismo prende il nome di riflesso da stiramento o miotatico.

Gli organi tendinei del Golgi sono un tipo di recettore situato nella giunzione tra tendine e muscolo, disposto in serie rispetto alle fibre muscolari. Questi recettori rispondono principalmente alla tensione sviluppata durante la fase isometrica della contrazione e sono relativamente insensibili allo stiramento. Sono costituito da terminazioni nervose libere che si interfacciano con le fibre di collagene all'interno di una capsula di tessuto connettivo.



I recettori articolari sono localizzati nelle capsule e nei legamenti di ogni articolazione. Sono stimolati dalla distensione meccanica dei tessuti articolari, che si accompagna alla variazione di posizione delle ossa impiegate nell'articolazione.

Le informazioni sensoriali dell'udito, della vista, del tatto, dei fusi neuromuscolari, degli organi tendinei del Golgi e dei recettori articolari vengono integrate al livello centrale permettendo il controllo motorio ottimale della postura e del movimento.

Con il termine cocontrazione o coattivazione muscolare intende una simultanea contrazione dei muscoli agonisti ed antagonisti adiacenti ad una articolazione. Questa è considerata la più importante strategia di controllo motorio per aumentare la stabilità articolare (D.R. Humphrey et al., 1983).

L'integrazione tra cocontrazioni muscolari e informazioni recettoriali permettono di attuare delle strategie di compenso deputate al mantenimento dell'equilibrio del corpo a seguito di destabilizzazioni esterne.

### **1.3 STRATEGIE ANTICADUTA**

Quando un soggetto è sottoposto a perturbazioni di diverse intensità che contribuiscono all'alterazione dell'equilibrio, l'organismo mette in atto numerose strategie di compenso per scongiurare una caduta (figura 1.2):

1. La prima è la strategia di caviglia, che contrasta le perturbazioni di lieve entità ed è quella più comunemente utilizzata per il mantenimento della posizione ortostatica. Questo meccanismo è possibile mediante la coattivazione dei muscoli che circondano la caviglia e avviene quando il centro di pressione è ancora all'interno della base di supporto;
2. La seconda è la strategia d'anca, utilizzata quando un corpo è sottoposto a perturbazioni di media entità, mediante la coattivazione dei muscoli che circondano l'anca. Questo sistema necessita di un impegno muscolare maggiore, si applica quando il centro di pressione si trova nel limite della base di supporto;
3. La terza è la strategia del passo che ha la funzione di evitare la caduta, effettuando un passo appena il centro di pressione è uscito dalla base di supporto, per ricrearne una che contenga al suo interno il CoP. Questa tecnica viene utilizzata solo quando ormai le altre strategie precedentemente descritte sono risultate inefficaci.

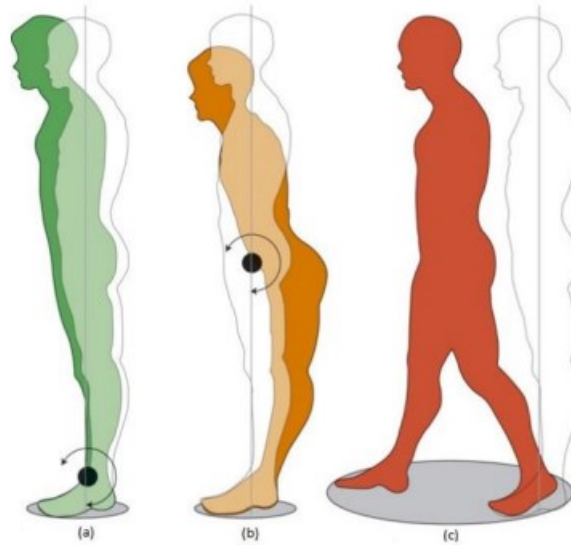


Figura 1.2: Strategie di controllo posturale con i rispettivi limiti di stabilità (a) Strategia di caviglia. (b) Strategia d'anca. (c) Strategia del passo (Paterna et al., 2018).

#### 1.4 APPRENDIMENTO NEUROFISIOLOGICO

Come citato da G. Chéron (G. Chéron et al., 2012), la neurofisiologia del movimento e dell'apprendimento motorio ricopre una branca della scienza molto ampia. Le basi fondamentali dell'elaborazione centrale del movimento avvengono in alcune strutture cerebrali molto specifiche sul piano anatomico e funzionale ma anche riccamente interconnesse, che formano degli insiemi neuronali gerarchizzati e dinamici.

Il controllo anticipatorio o feedforward consente all'organismo di anticipare i movimenti, ovvero sono riflessi che permettono di prevedere cosa sta per verificarsi e innescano un circuito di risposta anticipatoria rispetto al cambiamento, che, nel nostro caso, corrisponde alla perturbazione al quale il soggetto è stato sottoposto (D. U. Silverthorn).

Tutti i riflessi sono innescati da uno stimolo che attiva un recettore sensoriale, il recettore invia informazioni sottoforma di potenziali d'azione lungo i neuroni sensoriali al sistema nervoso centrale (SNC). Il sistema nervoso centrale (SNC) è il centro di integrazione che valuta tutte le informazioni in entrata e seleziona una risposta appropriata. Quindi innescando dei potenziali d'azione nei neuroni efferenti che attivano la risposta di muscoli e ghiandole.

I riflessi si possono distinguere in due macrocategorie: i riflessi spinali, dove le informazioni vengono integrate al livello del midollo spinale, e riflessi corticali dove le informazioni vengono integrate al livello dell'encefalo.

I movimenti riflessi non richiedono obbligatoriamente un input dalla corteccia cerebrale. I propriocettori, i fusi neuromuscolari, l'organo del Golgi e i recettori articolari inviano informazioni al midollo spinale, tronco encefalico e cervelletto che elaborano queste informazioni producendo una reazione.

Il tronco encefalico controlla i riflessi posturali e i movimenti di mano e occhi. Le informazioni fornite dai diversi organi sensoriali non sono trattate dal sistema nervoso come input indipendente ma vengono integrate tra loro al fine di fornire un'interpretazione coerente dell'orientamento e dell'equilibrio dinamico del corpo. Il fatto che vengano sfruttati più canali di input sensoriali permette al sistema nervoso di interpretare informazioni che da sole potrebbero essere ambigue.

Le reazioni posturali più immediate sono attivate dalle afferenze somatosensoriali che per informare i centri nervosi sfruttano le fibre nervose di diametro maggiore che presentano una maggiore velocità di conduzione, ovvero 80-120 m/s (M. Paterna et al., 2018).

## **1.5 SCOPO DELLO STUDIO**

L'obiettivo del presente lavoro di tesi è stato di indagare l'effetto di perturbazioni esterne indotte mediante la traslazione della base d'appoggio, sulla capacità del controllo posturale dinamico. Le traslazioni della base d'appoggio differivano per spostamento (25 mm; 50 mm; 100 mm), velocità (100 mm/s; 200 mm/s) e direzione (antero-posteriore; postero-anteriore) ed erano controllate mediante un cilindro elettroattuato. La capacità di equilibrio è stata quantificata oggettivamente mediante parametri correlati alla traiettoria del centro di pressione (CoP), misurati con una pedana dinamometrica. Inoltre sono state analizzate le cocontrazioni muscolari dell'arto inferiore e del tronco mediante l'utilizzo di un elettromiografo di superficie per studiarne la relazione con i parametri del CoP.



## 2 MATERIALI E METODI

### 2.1 PARTECIPANTI

Hanno partecipato allo studio 10 soggetti sani, suddivisi (5 donne e 5 uomini) di età compresa tra i 20 e i 30 anni ( $24,0 \pm 1,49$  anni). I criteri di esclusione comprendevano: BMI superiore a  $30 \text{ kg/m}^2$ , uso di sostanze psicotrope, complicanze ortopediche, problematiche cerebellari e vestibolari, oculari di convergenza non corretti.

Partecipanti	Età	Altezza (m)	Peso (Kg)	BMI (Kg/m <sup>2</sup> )
S1	24	1,68	61	21,97
S2	25	1,66	59	21,41
S3	22	1,52	54	23,37
S4	24	1,62	50	19,05
S5	24	1,74	72	23,78
S6	25	1,69	60	21,01
S7	25	1,62	52	19,81
S8	24	1,61	54	20,83
S9	26	1,70	72	24,91
S10	21	1,73	63	21,05
<b>Media <math>\pm</math> DS</b>	$24,00 \pm 1,49$	$1,657 \pm 0,06$	$59,8 \pm 7,33$	$21,72 \pm 1,72$

*Grafico 2.1: caratteristiche antropometriche dei partecipanti*

I partecipanti prima di aderire al progetto di ricerca sono stati informati circa le modalità e lo scopo dello studio, ed è stato fatto firmare loro un consenso informato.

## 2.2 STRUMENTAZIONE

### 2.2.1 Shaker table 100

E' una pedana di misure 135x135cm, sulla quale agisce un cilindro elettroattuato permettendo movimenti nella direzione antero-posteriore al massimo di 140 mm ed una velocità massima di 700 mm/s. Il movimento avviene mediante scorrimento su cuscinetti a sfera. Il cilindro è azionato e controllato dal sistema RTC-9001 (LiTem Life Testing Machines, LiTeM) (figura 2.4). I parametri di velocità e spostamento sono impostati mediante il software 2-Axis Dynamic Testing System (figura 2.3).



Figura 2.2.: Shaker table sulla quale è stata fissata la pedana dinamometrica. Il cilindro elettroattuato è posizionato al di sotto della pedana grigia e fissato alla stessa.



Figura 2.3: interfaccia del software Real Time Test Controller RTC-9000 utilizzato per impostare i parametri della Shaker Table (velocità, direzione e spostamento).



Figura 2.4: Controller per la gestione del cilindro elettroattuato.

La shaker table è dotata di un portale, al quale è collegata una imbragatura, con la funzione di sostenere il soggetto in caso di caduta (vedi figura 2.5). Per motivi di sicurezza presenta dei pulsanti di emergenza che permettono di fermare il test in qualunque momento, qualora si presenti la necessità. Sono anche presenti dei fori che consentono di ancorare sopra la stessa la pedana dinamometrica che è stata impiegata nei test.



Figura 2.5: Setup sperimentale: Shaker table e portale al il soggetto imbragato viene assicurato

### 2.2.2 Pedana dinamometrica

La pedana dinamometrica è uno strumento che permette di misurare le forze nelle tre componenti dello spazio: Antero-posteriore, Medio-laterale e verticale. Dalle forze è possibile calcolare il centro di

pressione, ovvero il punto di applicazione del vettore forza globale. Come già citato pocanzi mediante degli adattatori è stato possibile fissare la pedana dinamometrica sopra la shaker table, in modo da poter misurare la traiettoria del CoP durante le destabilizzazioni imposte dal cilindro elettroattuato alla pedana shaker table. La pedana utilizzata nel presente studio è AMTI BP6040, ed i dati sono stati registrati mediante il software Balance clinic (Advanced, Mechanical Technology, Inc.) ad una frequenza di acquisizione di 200 Hz.

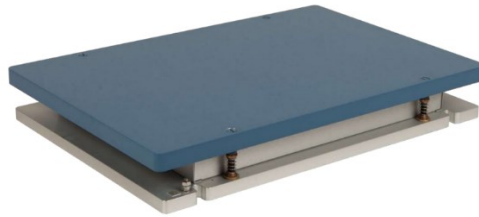


Figura 2.6: pedana Dinamometrica AMTI BP6040

Il software utilizzato per l'acquisizione dei dati in grado di monitorare e registrare in tempo reale la traiettoria del CoP con una precisione millimetrica è riportato in figura 2.7.

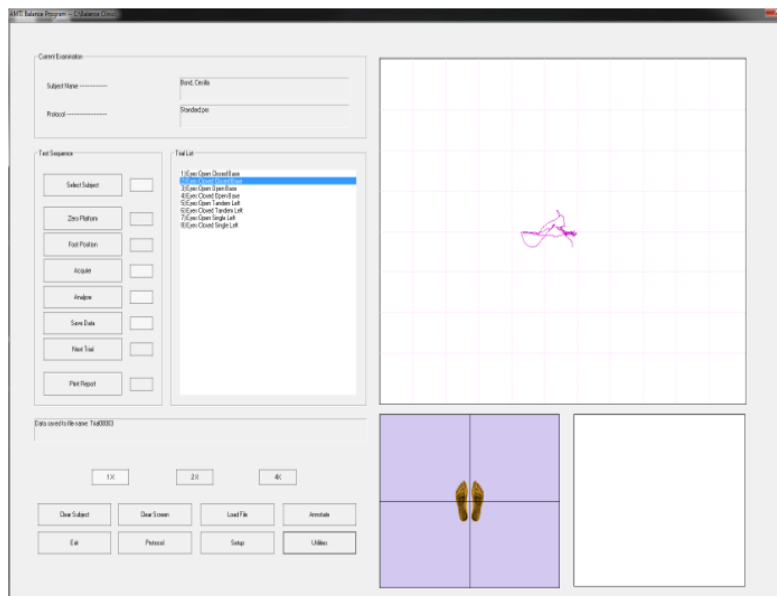


Figura 2.7: Software Balance Clinic

### 2.2.3 Elettromiografo di superficie

L'elettromiografia è una tecnica diagnostica utilizzata per registrare l'attivazione muscolare. Vi sono numerosi dispositivi che differiscono per il costo, e per la funzione. Nel presente studio è stato utilizzato un elettromiografo (Figura 2.8) costituito da 8 sonde wireless (Pico EMG, COMETA). Il vantaggio dell'assenza di cavi per trasmettere l'informazione si traduce in una maggiore libertà di



movimento del soggetto, con gesti che si avvicinano al comportamento naturale del soggetto, quindi senza nessun condizionamento. Ciascun sensore è dotato di 2 clip, dove fissare gli elettrodi pre-gellati di diametro 24 mm, e di un amplificatore integrato. Gli elettrodi sono stati applicati sul ventre muscolare di specifici muscoli con una procedura che verrà spiegata nei prossimi paragrafi.



Figura 2.8: Elettromiografo utilizzato nello studio: a sinistra il ricevitore e a destra una sonda miniaturizzata.

Il software “EMGandMotionTools” (vedi figura 2.9), consente il monitoraggio in tempo reale e la registrazione del segnale proveniente da ciascuna sonda.

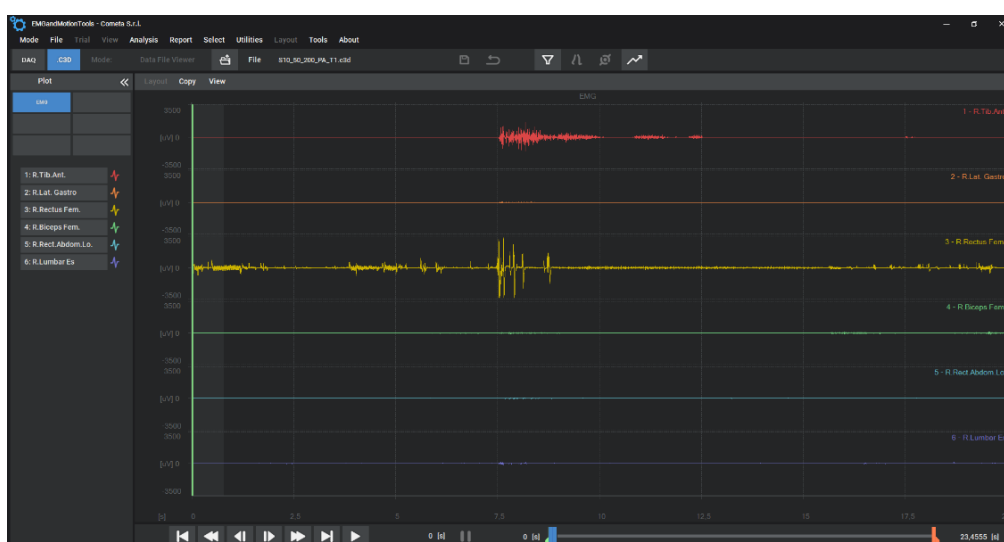


Figura 2.9: Schermata principale del software EMGrandMotionTools durante un'acquisizione.

## 2.2.4 Trigger box

La sincronizzazione dei dati della pedana dinamometrica con quelli relativi allo spostamento della shaker table e con quelli elettromiografici è avvenuta grazie all'utilizzo di una trigger box esterna (Figura 2.10) che inviava un segnale TTL a tutti e 3 gli acquisitori per consentirne la sincronizzazione a posteriori.



*Figura 2.10: Trigger*

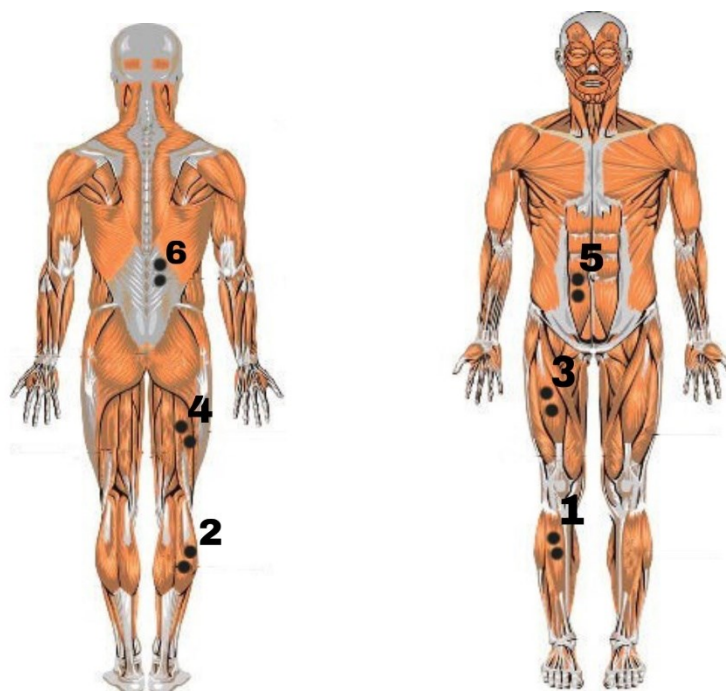
### **2.3 PROTOCOLLO SPERIMENTALE**

Lo studio è stato condotto presso il Dipartimento di Scienze Biomediche (DSB) dell'Università degli studi di Padova. Sono stati coinvolti 10 soggetti volontari. Per il corretto posizionamento degli elettrodi sui ventri muscolari d'interesse sono state applicate le raccomandazioni presenti nelle linee guida internazionali "Surface Electromyography for the Non-Invasive Assessment of Muscles" (SENIAM). Prima dell'applicazione degli elettrodi è stato necessario preparare il sito di applicazione depilando e sgrassando la pelle con alcool, per ridurre i valori di impedenza del segnale. Il posizionamento del paziente per l'applicazione delle sonde è stato differente in base al tipo di muscolo preso in esame, e ha previsto l'assunzione della posizione prona, supina e seduta.

Di seguito si riportano i muscoli presi in esame e le procedure seguite per il posizionamento degli elettrodi la cui posizione è schematizzata in figura 2.11:

1. **tibiale anteriore:** gli elettrodi devono essere posizionati 1/3 prossimale della linea che congiunge il punto più sporgente della fibula e il punto più pronunciato del malleolo mediale. Gli elettrodi sono stati posizionati paralleli alla direzione delle fibre del muscolo. I test funzionali per identificare il ventre muscolare del tibiale anteriore sono la dorsiflessione di caviglia;
2. **gastrocnemio laterale:** secondo le linee guida gli elettrodi devono essere posizionati 1/3 prossimale della linea che congiunge la testa della fibula e il calcagno, più precisamente nel punto più sporgente. Anche in questo caso l'orientamento degli elettrodi è parallelo alla direzione delle fibre. I test funzionali per identificare il ventre muscolare del gastrocnemio laterale sono la plantarflessione di caviglia;
3. **retto del femore:** secondo le linee guida gli elettrodi devono essere posizionati al 50% della linea che unisce la spina iliaca anteriore superiore al margine superiore della patella. L'orientamento degli elettrodi è parallelo alla direzione delle fibre. I test funzionali per identificare il ventre muscolare del retto del femore sono l'estensione del ginocchio;

4. **bicipite femorale:** secondo le linee guida gli elettrodi devono essere posizionati al 50% della linea tra la tuberosità ischiatica e la testa della fibula. L'orientamento degli elettrodi è parallelo alla direzione delle fibre. I test funzionali per identificare il ventre muscolare del bicipite femorale sono la flessione del ginocchio;
5. **retto dell'addome:** secondo le linee guida gli elettrodi devono essere orientati lungo la linea d'azione delle fibre muscolari, e posizionati 2 cm lateralmente e caudalmente all'ombelico.
6. **erettore spinale lungo:** secondo le linee guida gli elettrodi devono essere posizionati 2 dita lateralmente dal processo spinoso della vertebra L1. L'orientamento del sensore seguiva la direzione delle fibre muscolari. I test funzionali eseguiti consistevano nell'estensione del busto.



*Figura 2.11: Posizionamento sensori EMG*

Il corretto posizionamento degli elettrodi è stato infine verificato chiedendo al soggetto di contrarre i singoli muscoli e verificando visivamente il segnale grezzo a monitor. Successivamente il soggetto ha indossato una imbragatura fissata ad un portale posizionato sopra la Shaker table per evitare un'eventuale caduta del soggetto a seguito di una perdita di equilibrio dopo una perturbazione esterna.

Il protocollo consisteva in tre prove statiche, e 12 prove dinamiche dove il soggetto era sottoposto alle diverse perturbazioni esterne. Le 12 prove dinamiche sono state ripetute dal soggetto una seconda volta, dopo una breve pausa di 5 minuti. Durante le prove il soggetto in posizione ortostatica doveva fissare una mira ottica, posizionata a circa 2 metri di distanza davanti a sé.

Le prove statiche consistevano nel mantenimento della posizione ortostatica per 20 secondi, dove il soggetto non era sottoposto ad alcuna perturbazione esterna. La posizione dei piedi era standardizzata mediante una dima triangolare, dove il soggetto posizionava i piedi così da mantenere una distanza di 7 cm tra i talloni e un angolo tra i piedi di 30° (vedi figura 2.12). Una volta acquisito il corretto posizionamento la dima veniva rimossa e si procedeva con la registrazione delle tre prove.



*Figura 2.12: dima triangolare*

I test dinamici sono stati eseguiti modificando la direzione della Shaker table (antero-posteriormente o postero-anteriormente rispetto al soggetto), lo spostamento della Shaker table (25mm, 50mm, 100mm) e le velocità di spostamento (100mm/s e 200mm/s). Per ovviare al problema dell'effetto ideomotorio, ovvero la possibilità che presenta un soggetto, di avere un'idea del movimento che dovrà compiere, ancora prima dell'atto stesso, e per evitare che il soggetto mediante la deduzione data, dalle diverse prove già subite, potesse anticipare quale sarebbe stata quella successiva, e aspettarsi già il tipo di perturbazione alla quale sarebbe stato sottoposto, le prove sono state somministrate in ordine casuale. Si riporta come esempio la scheda relativa ad un soggetto che evidenzia quanto sopra descritto (figura 2.13).

COGNOME	NOME	DATA PROVA		
				PROVA 1
<b>SETTINGS Shaker Table</b>	<b>DIREZIONE</b>	<b>ID PROVA</b>	<b>ORDINE PROVA</b>	<b>FILE AMTI</b>
STATICA 1	/	/	/	
STATICA 2	/	/	/	
STATICA 3	/	/	/	
LOS 1	/	/	/	
LOS 2	/	/	/	
LOS 3	/	/	/	
25-100	AP	1	8	
25-200	AP	2	1	
50-100	AP	3	6	
50-200	AP	4	10	
100-100	AP	5	12	
100-200	AP	6	11	
25-100	PA	7	7	
25-200	PA	8	3	
50-100	PA	9	2	
50-200	PA	10	5	
100-100	PA	11	9	
100-200	PA	12	4	

COGNOME	NOME	DATA PROVA		
				PROVA 2
<b>SETTINGS Shaker Table</b>	<b>DIREZIONE</b>	<b>ID PROVA</b>	<b>ORDINE PROVA</b>	<b>FILE AMTI</b>
LOS 1	/	/	/	
LOS 2	/	/	/	
LOS 3	/	/	/	
25-100	AP	1	6	
25-200	AP	2	1	
50-100	AP	3	12	
50-200	AP	4	7	
100-100	AP	5	3	
100-200	AP	6	8	
25-100	PA	7	9	
25-200	PA	8	5	
50-100	PA	9	4	
50-200	PA	10	11	
100-100	PA	11	2	
100-200	PA	12	10	

Figura 2.13: Esempio dell'ordine delle prove eseguite da un soggetto.

La perturbazione avveniva casualmente all'interno di un intervallo di tempo compreso tra i 5 e i 10 secondi dopo l'inizio della registrazione della prova. Era previsto un tempo di recupero di circa 20 secondi tra un test e l'altro e di 5 minuti tra la prima e la seconda sessione di prove. La distanza dei piedi era scelta dai soggetti e doveva rimanere la stessa per tutte le prove.



### 3. ANALISI DEI DATI E RISULTATI

#### 3.1 ANALISI DATI

L'analisi è stata possibile mediante l'integrazione e la sincronizzazione dei dati della pedana dinamometrica, dell'elettromiografo e della Shaker table. La sincronizzazione della strumentazione per mezzo del trigger ha permesso di individuare automaticamente l'inizio del movimento della Shaker table (perturbation point), a partire dal quale sono stati trovati i rispettivi parametri di interesse di seguito descritti.

##### 3.1.1 Analisi COP

Una volta raccolti tutti i dati del centro di pressione (CoP), questi sono stati analizzati mediante il software Matlab R2022b (TheMathWorks, Inc., MA, United States), calcolando i seguenti parametri:

7. First Peak (FP);
8. Massima Oscillazione ( $\Delta\text{CoP}$ );
9. Post Perturbation Variability (PPV).

Il FP corrisponde al picco massimo o minimo rilevato nell'asse delle y (antero-posteriore) dopo il perturbation point. Se la perturbazione era in direzione antero-posteriore allora il picco della curva era verso l'alto, mentre se la perturbazione era in direzione postero-anteriore il picco della curva era verso il basso. Questo valore dell'oscillazione può essere inteso come efficacia dell'azione riflessa per contrastare l'arretramento o l'avanzamento del baricentro e scongiurare una possibile caduta (vedi figura 3.1).

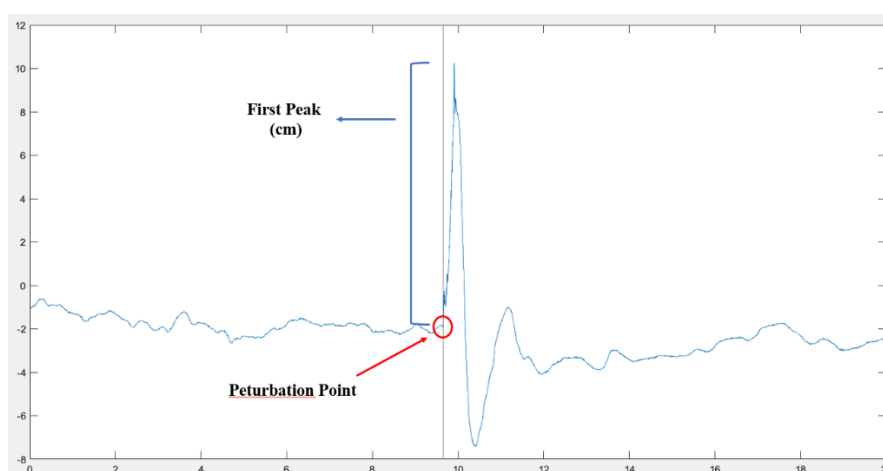


Figura 3.1: Rappresentazione grafica del First Peak

La massima oscillazione corrisponde alla differenza tra il picco massimo e il picco minimo raggiunto subito dopo la perturbazione sull'asse delle y, e rappresenta l'azione riflessa per contrastare la perturbazione più il contro bilanciamento che si oppone all'azione riflessa (vedi figura 3. 2).

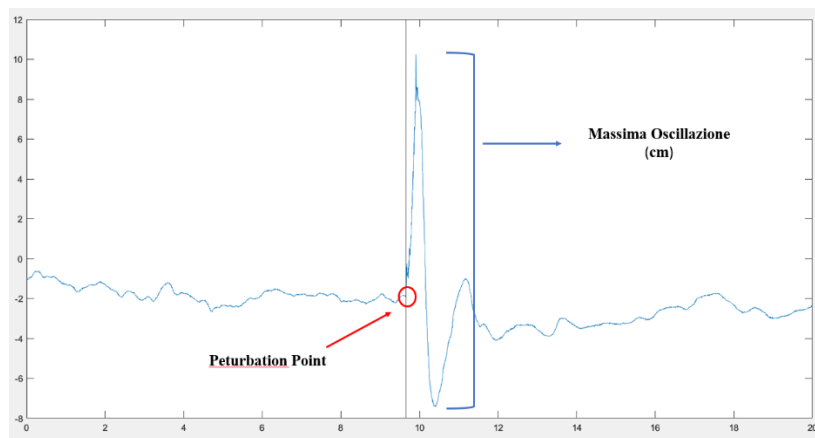


Figura 3.2: Rappresentazione grafica della Massima oscillazione.

Il post perturbation variability rappresenta la deviazione standard della prima finestra temporale di 2,5 secondi dopo il perturbation point. Più è alto il valore, maggiore è l'oscillazione del centro di pressione (CoP) nei 2,5 secondi successivi alla perturbazione. Si traduce in una minore capacità del soggetto di tornare nella condizione di equilibrio nel breve periodo (vedi figura 3.3).

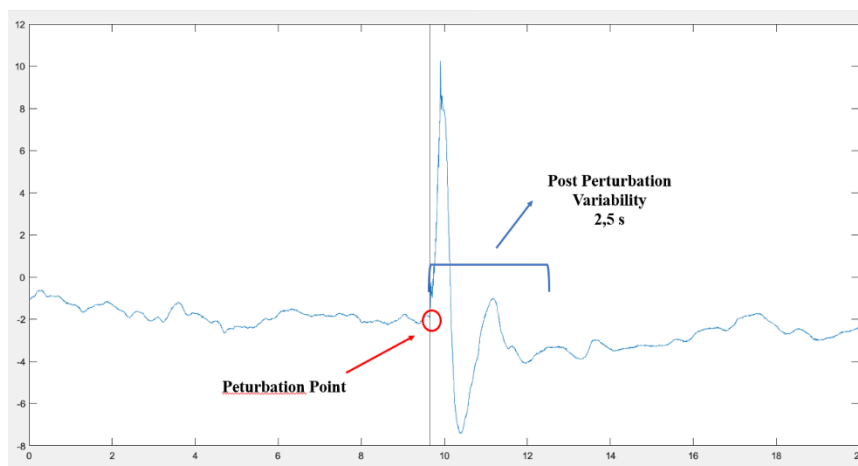


Figura 3.3: Rappresentazione grafica della Post Perturbation Variability

### 3.1.2 EMG

Per elaborare i file è stato utilizzato il software SmartAnalyzer (BTS Bioengineering) ed in particolare è stato sviluppato un protocollo (Figura 3.4) in grado di leggere i file grezzi ed elaborarli in riferimento ad una finestra temporale compresa tra l'inizio della perturbazione esterna e la fine della stessa, quindi durante il movimento della Shaker table.



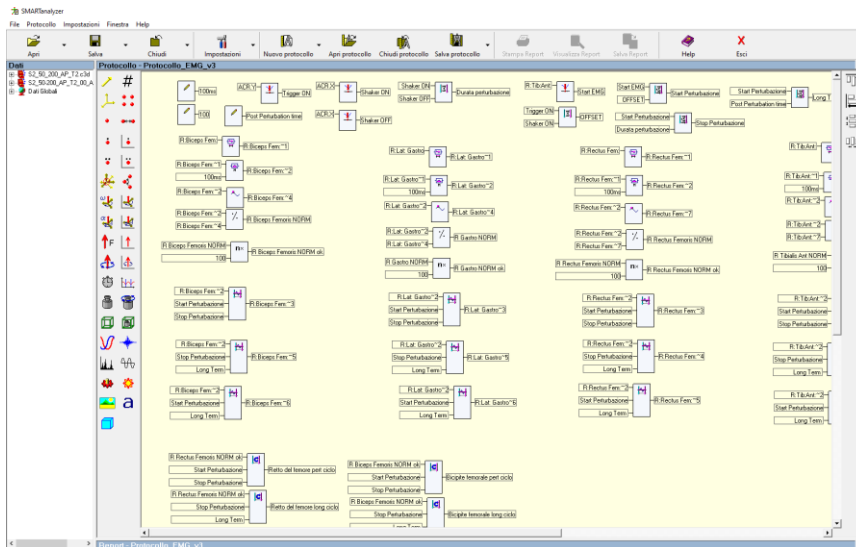


Figura 3.4: Smart Analyzer

In particolare, il segnale grezzo (figura 3.5) di ciascun muscolo è stato rettificato attorno al suo valore medio (figura 3.6) e successivamente integrato con una finestra mobile di 100mms (figura 3.7)

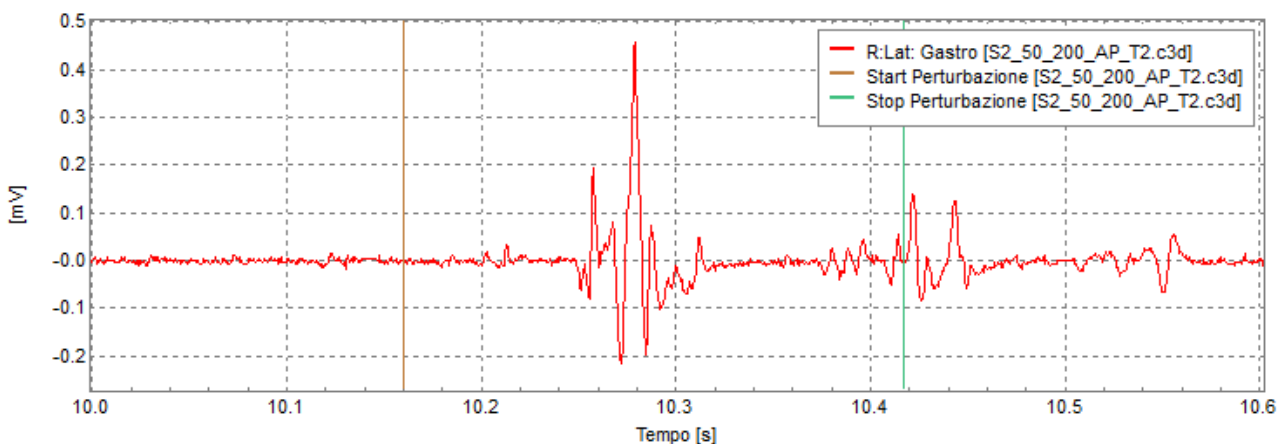


Figura 3.5: Esempio di Segnale grezzo del Gastrocnemio laterale

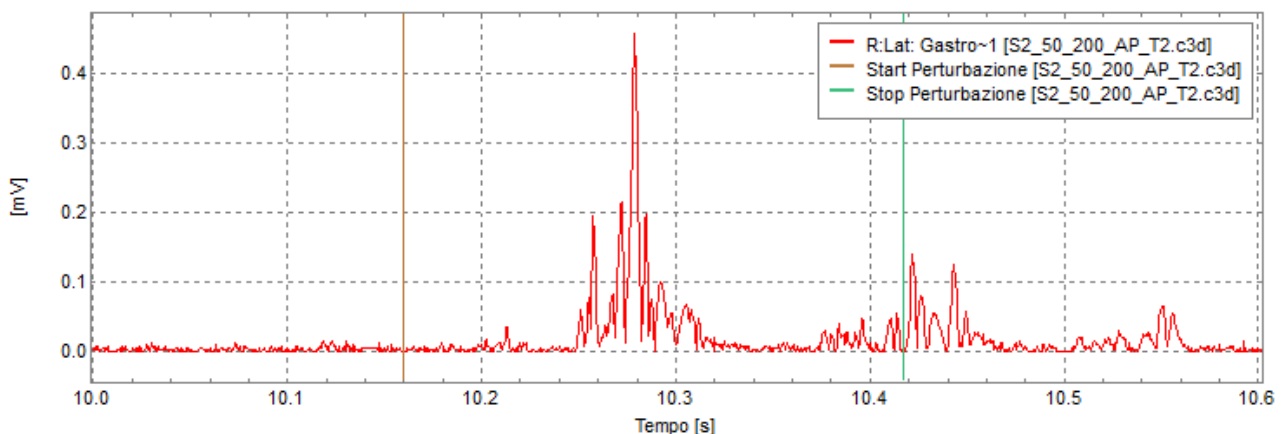


Figura 3.6: Esempio di Segnale rettificato del Gastrocnemio laterale

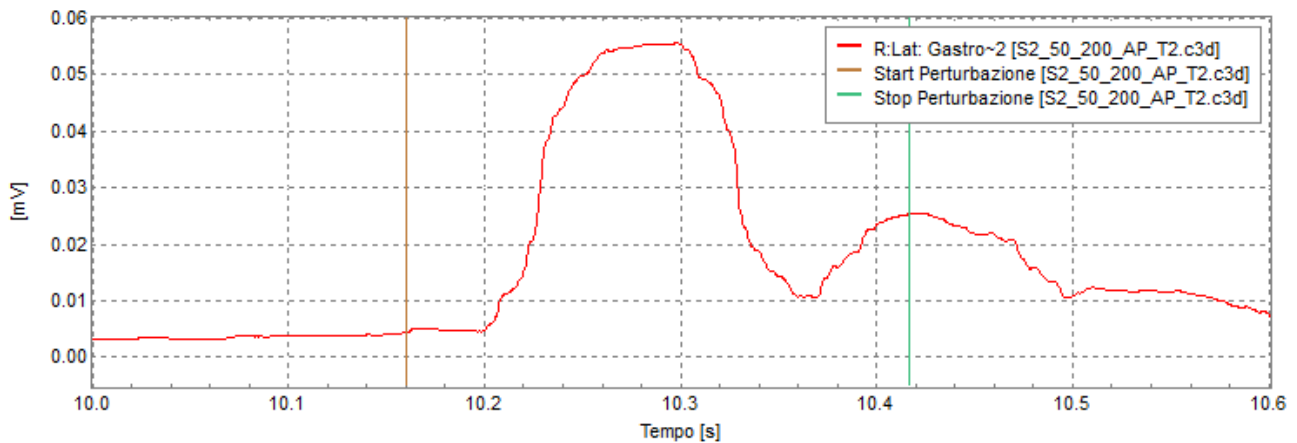


Figura 3.7: Esempio di involuppo del Gastrocnemio laterale.

I segnali così ottenuti sono stati esportati in formato testo ed elaborati con uno script di Matlab R2022b (TheMathWorks, Inc., MA, United States) per calcolare l'indice di co-contrazione (CCI) di gamba, coscia e tronco considerando per ciascun distretto il muscolo agonista e quello antagonista. In particolare, ciascun muscolo è stato normalizzato rispetto alla sua massima attivazione durante la perturbazione. Successivamente è stata applicata la seguente formula (Rudolph et al, 2000) alle coppie di segnali (ad esempio nel caso della gamba, il tibiale anteriore ed il gastrocnemio laterale):

$$(EMG_L + EMG_M) \times EMG_L/EMG_M$$

Dove  $EMG_L$  e  $EMG_M$  rappresentano istante per istante rispettivamente il muscolo meno attivato e il muscolo più attivato. Nella figura xxx si riporta un grafico dove in verde ed in rosso sono rappresentate le attivazioni del gastrocnemio laterale e del tibiale anteriore ed in nero il livello di cocontrazione. La media del segnale di cocontrazione tra l'inizio della perturbazione e la fine della stessa è stato usato per l'analisi statistica.

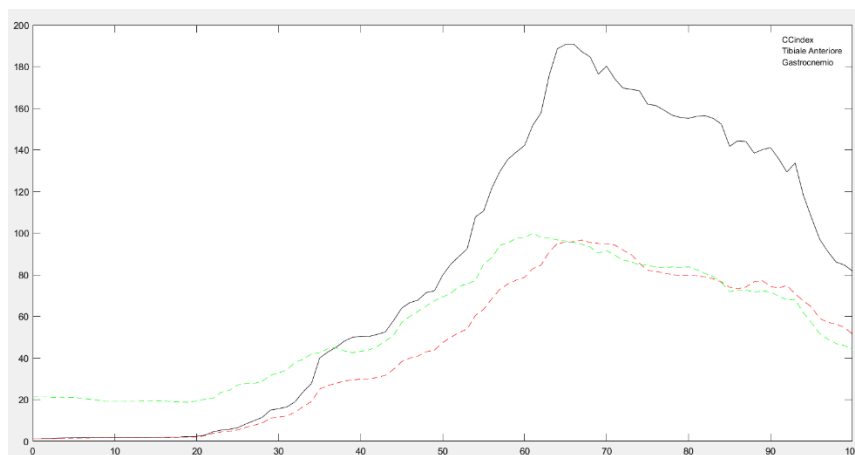


Figura 3.8: Esempio dell'indice di cocontrazione della gamba di un soggetto

### 3.2 ANALISI STATISTICA

Il test statistico utilizzato per analizzare le variabili prese in considerazione è stato l'ANOVA a tre vie (3x2x2). I fattori presi in considerazione sono stati spostamento (25mm, 50mm, 100mm), velocità (100mm/s, 200mm/s), e direzione (AP, PA) della Shaker table. Il livello di significatività è stato posto al  $p < 0,05$ . Quando l'effetto del fattore spostamento risultava statisticamente significativo è stata eseguita l'analisi Post-Hoc mediante il test di Bonferroni. L'analisi dati è stata eseguita con il Software JASP, versione 0.16.3.0.

### 3.3 RISULTATI

#### 3.3.1 Parametri del CoP

È stato evidenziato un effetto del fattore spostamento ( $p < 0.05$ ) sull'ampiezza del FP. L'analisi Post Hoc ha evidenziato differenze statisticamente significative tra 25mm e 100mm ( $p < 0.01$ ). Sono risultati significativi anche il fattore velocità ( $p < 0.001$ ) ed il fattore direzione ( $p < 0.01$ ). In particolare, il FP ha evidenziato valori maggiori in AP rispetto a PA, a 100mm rispetto a 25mm e a 200mm/s rispetto a 100mm/s.

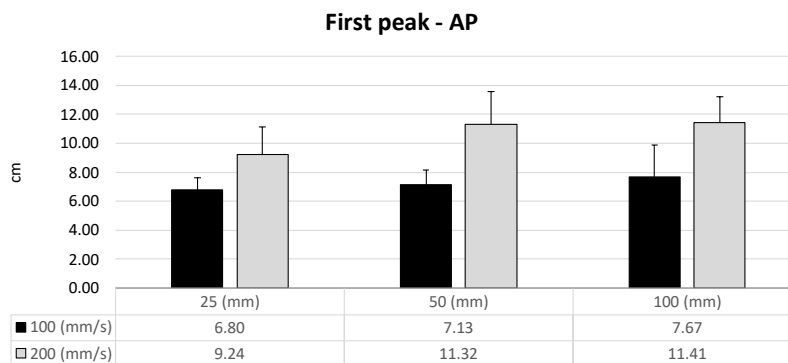


Figura 3.9: First Peak – AP

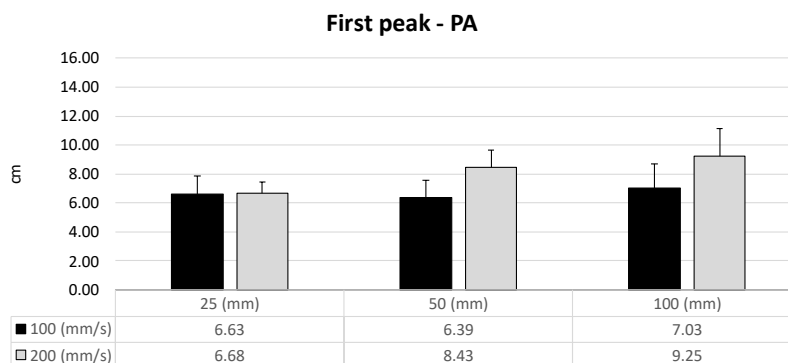


Figura 3.10: First Peak - PA

È stato evidenziato un effetto significativo sul fattore velocità ( $p < 0.001$ ) e sul fattore direzione ( $p < 0.05$ ) inerenti all'ampiezza del  $\Delta$  Max Oscillations. In particolare, il  $\Delta$  Max Oscillations ha evidenziato valori maggiori in AP rispetto a PA, a 200mm/s rispetto a 100mm/s. Non è stato evidenziato nessun effetto significativo sul fattore spostamento

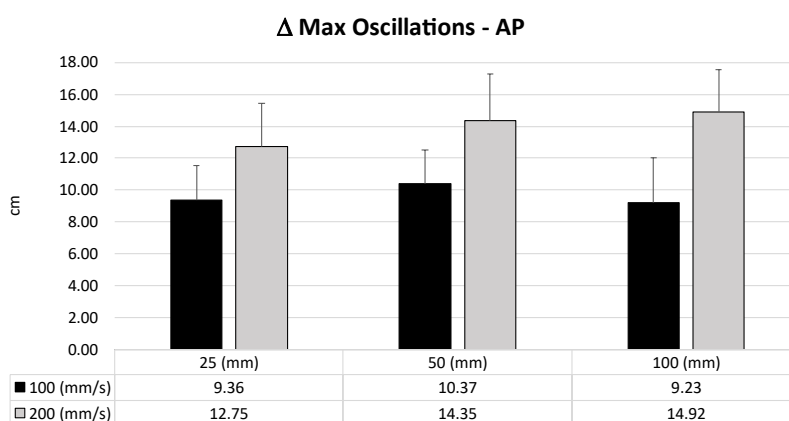


Figura 3.11:  $\Delta$  Max Oscillations - AP

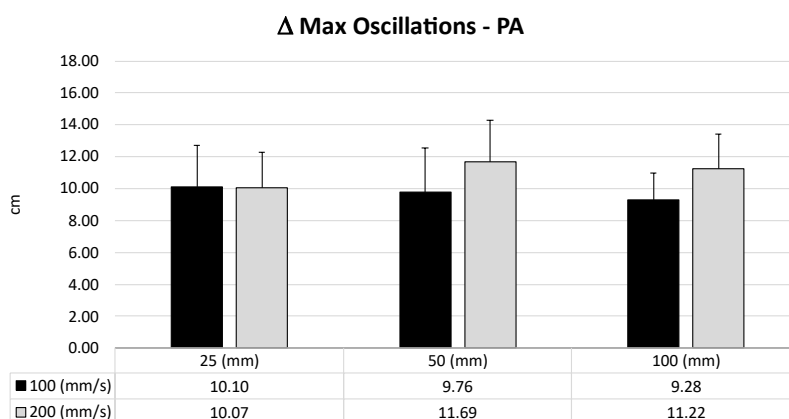
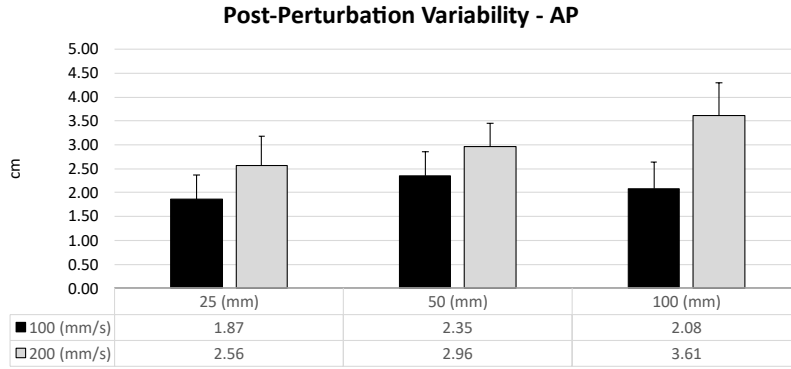
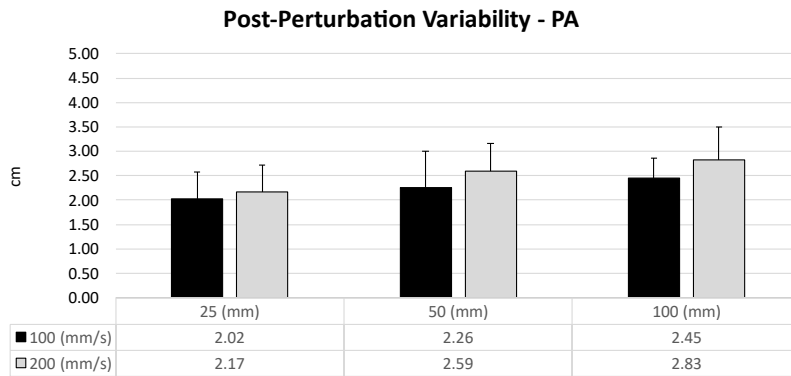


Figura 3.12:  $\Delta$  Max Oscillations - PA

È stato evidenziato un effetto del fattore spostamento ( $p < 0.01$ ) sul Post Perturbation Variability. L'analisi Post Hoc ha evidenziato differenze statisticamente significative tra 25 mm e 100 mm ( $p < 0.01$ ). E' risultato significativo anche il fattore velocità ( $p < 0.001$ ). In particolare, il PPV ha evidenziato valori maggiori in AP rispetto a PA, a 200mm/s rispetto a 100mm/s. Non è stato evidenziato nessun effetto significativo sul fattore direzione.



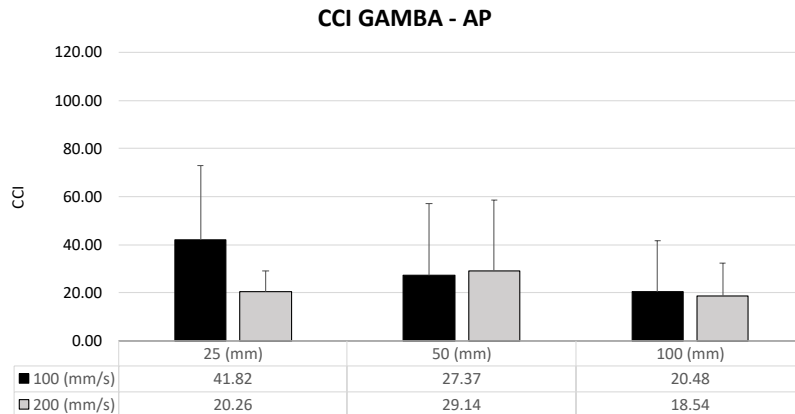
*Figura 3.13: Post-Perturbation Variability – AP*



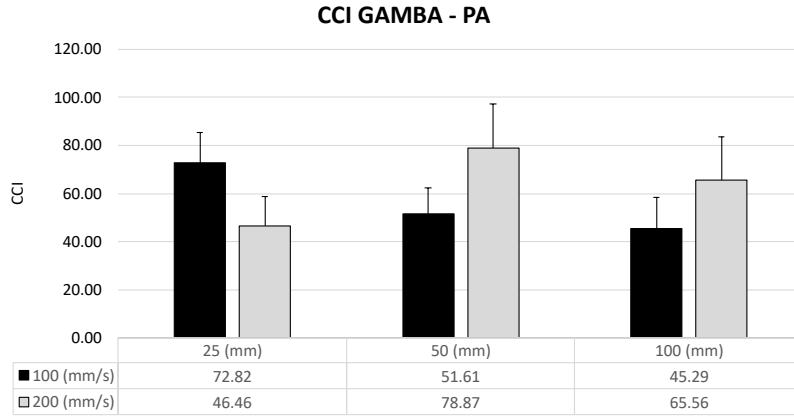
*Figura 3.14: Post-Perturbation Variability – PA*

### 3.3.2 Parametri CCI

È stato evidenziato un effetto del fattore direzione ( $p < 0.001$ ) sul Co-contraction Index della gamba. In particolare, è stata evidenziata maggiore co-contrazione valori maggiori in PA rispetto ad AP, a 200mm/s rispetto a 100mm/s. Non è stato evidenziato nessun effetto significativo sui fattori spostamento e velocità.

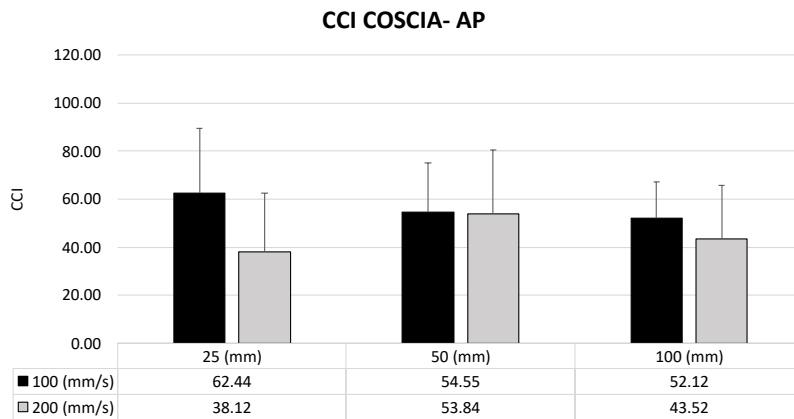


*Figura 3.15: Co-contraction Index gamba - AP*

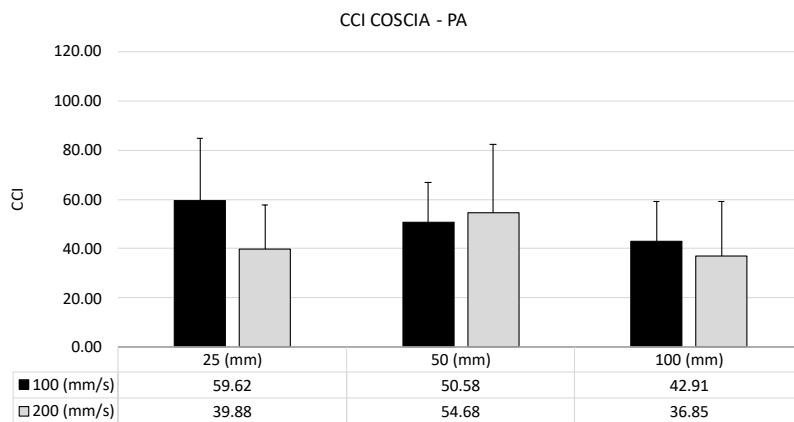


*Figura 3.16: Co-contraction Index gamba - PA*

È stato evidenziato un effetto del fattore velocità ( $p < 0.05$ ) sul Co-contraction Index della coscia. In particolare, è stata evidenziata simile co-contrazione in PA e in AP. Non è stato evidenziato nessun effetto significativo sui fattori spostamento e direzione.

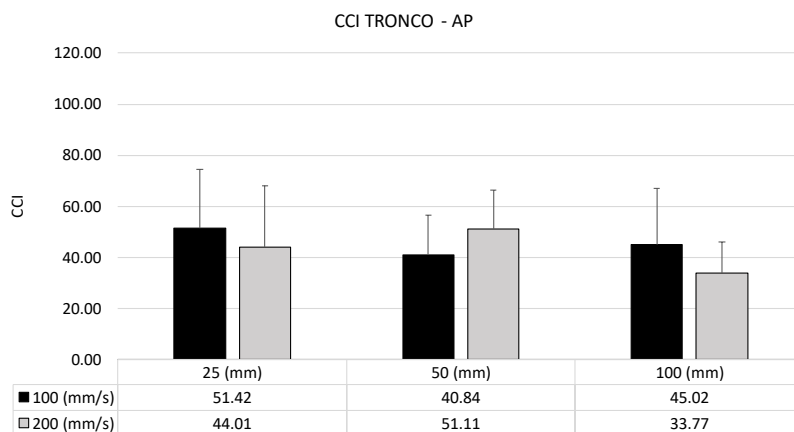


*Figura 3.17: Co-contraction Index coscia - PA*

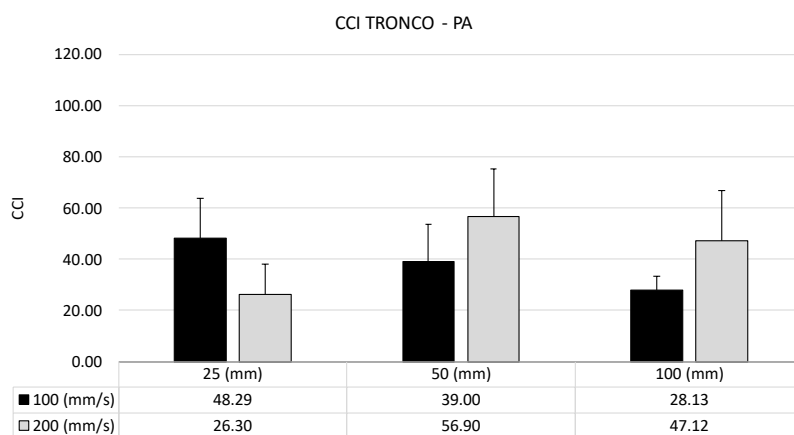


*Figura 3.18: Co-contraction Index coscia - PA*

È stato evidenziato un effetto del fattore spostamento ( $p < 0.01$ ) sul Co-contraction Index del tronco. L'analisi Post Hoc ha evidenziato differenze statisticamente significative tra 50 mm e 100 mm ( $p < 0.01$ ). In particolare, è stata evidenziata simile co-contrazione in PA e in AP. Non è stato evidenziato nessun effetto significativo sui fattori velocità e direzione.



*Figura 3.19: Co-contraction Index tronco - PA*



*Figura 3.20: Co-contraction Index tronco - PA*





#### 4. CONCLUSIONI

Il presente lavoro di tesi ha avuto come obiettivo quello di indagare l'effetto di perturbazioni esterne indotte mediante la traslazione della base d'appoggio, sulla capacità del controllo posturale dinamico. Le traslazioni della base d'appoggio differivano per spostamento (25 mm; 50 mm; 100 mm), velocità (100 mm/s; 200 mm/s) e direzione (antero-posteriore; postero-anteriore) ed erano controllate mediante un cilindro elettroattuato. La capacità di equilibrio è stata quantificata oggettivamente mediante parametri correlati alla traiettoria del centro di pressione (CoP), misurati con una pedana dinamometrica. Inoltre sono state analizzate le cocontrazioni muscolari dell'arto inferiore e del tronco mediante l'utilizzo di un elettromiografo di superficie per studiarne la relazione con i parametri del CoP.

I risultati dello studio hanno evidenziato come in maniera significativa l'ampiezza del first peak e dell'oscillazione massima riferiti al CoP fossero minori quando la Shaker table si muoveva in direzione postero-anteriore. Questo è da ricondurre all'anatomia del piede in quanto la distanza dal centro articolare di caviglia alla punta del piede è maggiore della distanza dal centro articolare di caviglia al tallone. Di conseguenza la proiezione a terra del centro di massa ha una superficie minore all'interno della quale rimanere per evitare di perdere l'equilibrio quando il corpo oscilla all'indietro facendo perno sull'articolazione di caviglia. Questa oscillazione all'indietro avviene quando la pedana Shaker table si sposta in direzione postero-anteriore. I risultati relativi all'indice di cocontrazione della gamba ci permettono di spiegare la strategia con la quale i soggetti riuscivano a ridurre le oscillazioni del CoP nelle perturbazioni postero-anteriori. Infatti, in questa condizione si è registrato un elevato indice di cocontrazione di tibiale anteriore e gastrocnemio. Questa elevata cocontrazione ha contribuito a irrigidire la gamba riducendo le oscillazioni della stessa attorno alla caviglia. In maniera prevedibile, aumentando la velocità della pedana si sono riscontrate maggiori oscillazioni del CoP (considerando il First peak e le oscillazioni massime) poiché l'aumento della velocità ha aumentato la difficoltà del compito. Interessante notare come l'entità dello spostamento della pedana non abbia influenzato i parametri relativi al CoP se non considerando gli estremi (25mm Vs 100mm). Infine il non effetto della direzione dello spostamento sul PPV è dovuto al fatto che questo parametro non riguarda solo l'effetto della perturbazione in acuto (come il First peak e l'oscillazione massima) ma soprattutto la capacità del soggetto di ripristinare uno stato di quiete a seguito della perturbazione e per l'esattezza durante i primi 2.5 secondi.

## 5. BIBLIOGRAFIA

B. Però, A. Papachatzopoulou, R. M. Kiss, Devices and tasks involved in the objective assessment of standing dynamic balancing, Budapest, Volos: 2017.

T. Paillard, F. Noé, Techniques and Methods for Testing the Postural Function in Healthy and Pathological Subject, Tarbes: 2015.

Thierry Paillard, Relationship Between Sport Expertise and Postural Skills, Tarbes: 2019.

Thierry Paillard, Relationship between Muscle Function, Muscle Typology and Postural Performance According to Different Postural Conditions in Young and Older Adults, Pau: 2017.

G. Chèron, Neurofisiologia del movimento. Apprendimento motorio, Bruxelles: 2012.

Dee Unglaub Silverthorn, B. Clolombini, C. Perego, S. Ruffini, Fisiologia umana, un apporccio integrato, 7° ed. Milano – Torino: Pearson, 2017.

Hayes, Keith C. Biomechanics of postural control: 1982.

M. Paterna, C. Ferraresi, S. Roatta, W. Franco, C. De Benedictis, Caratterizzazione di un sistema di perturbazione posturale, Torino: 2018.

L. Gianluca, Di N. Francesco, Analysis of the EMG signal fot the estimation of the muscular fatigue, Marche, 2019-2020.

D.R: Humphrey et al. Separate cortical systems for control of Joint movement and Joint stiffness: Reciprocal activation and coactivation of antagonist muscles, Advances in Neurology: 1983.

H. Lee, H. Ha, J. Hahn, S. Lim, W. Lee, Intra- and inter-rater reliabilities for novel muscle thickness assessment during Co-contraciton with dual-rehabilitative untrasound imaging, Republic of Korea: 2018.

M. Bozzato, G. Marcolin, Effetto di un programma di attività motoria di 12 settimane con dispositivi destabilizzanti sulla forza e l'equilibrio in una popolazione di anziani, Padova: 2022.

[Welcome to SENIAM.](#)

Rudolph KS, Axe MJ, Snyder-Mackler L. Dynamic stability after ACL injury: who can hop? Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc: 2000.

M.S.V. Tomomitsu, A.C. Alonso, E. Morimoto, T.G. Bobbio, J.M.D. Greve, Static and dynamic postural control in low-vision and normal vision adults, Clinics (Sao Paulo): 2013

K. Song, T.K. Kang, E.A. Wikstrom, H. Jun, S.Y. Lee, effects of reduced plantar cutaneous sensation on static postural control in individual with and without chronic ankle instability: 2016