

POLITECNICO DI TORINO

DIPARTIMENTO DI INGEGNERIA MECCANICA E AEROSPAZIALE



Corso di Laurea Magistrale in Ingegneria Biomedica

Valutazione biomeccanica del controllo posturale in risposta a perturbazioni meccaniche mediante motion analysis ed elettromiografia di superficie

Relatori:

Carlo DE BENEDICTIS
Daniela MAFFIODO
Maria PATERNA
Carlo FERRARESI
Daniel PACHECO QUINONES

Candidate:

Vittoria DIFAZIO

A.Y 2024/2025

Tesi

Politecnico di Torino

Vittoria Difazio

21 marzo 2025

Elenco delle figure

1	<i>Sistema di controllo posturale</i>	12
2	<i>Modello pendolo inverso</i>	16
3	<i>Forze d'inerzia ridotte al baricentro</i>	17
4	<i>Forze d'inerzia ridotte alla caviglia</i>	17
5	<i>Corpi che costituiscono il modello del pendolo inverso (piede e resto del corpo).</i>	18
6	<i>Strategia di anca</i>	19
7	<i>Strategia di caviglia</i>	19
8	<i>Sensory Organization Test (SOT) [20]</i>	21
9	<i>Motor Control Test: traslazione in direzione antero-posteriore.</i>	22
10	<i>Adaptation Test: rotazione delle dita dei piedi verso l'alto (1) e verso il basso (2).</i>	22
11	<i>Piani anatomici di riferimento</i>	24
12	<i>Assi anatomici di riferimento</i>	24
13	<i>Posizionamento marker (vista laterale)</i>	27
14	<i>Posizionamento dei marker (vista frontale anteriore)</i>	28
15	<i>Posizionamento dei marker (vista frontale posteriore)</i>	28
16	<i>Calcolo su Matlab degli offset dei centri articolari dell'anca, di ginocchio e di caviglia.</i>	29
17	<i>Calcolo del sistema di riferimento Pelvi su Matlab</i>	30
18	<i>Visualizzazione del sistema di riferimento locale per il segmento del bacino</i>	30
19	<i>Sequenza delle tre rotazioni successive.[24]</i>	31
20	<i>Pezzo di codice Matlab che calcola la rotazione tra pelvi (segmento fisso) e femore destro (segmento mobile).</i>	32
21	<i>Unità motoria (MU). Dal midollo spinale partono i motoneuroni, e, dirigendosi verso la periferia del sistema, innervano un certo numero di fibre muscolari formando le giunzioni neuromuscolari. Qui, l'impulso elettrico generato dal sistema nervoso e trasmesso lungo l'assone del motoneurone viene convertito in un segnale chimico, che innesca la risposta elettrica e meccanica del muscolo.[28]</i> 34	
22	<i>Posizionamento elettrodi sulla cute del soggetto. Sono mostrati gli elettrodi applicati sul tibiale anteriore, sul retto femorale e sul retto addominale.</i>	38
23	<i>Posizionamento elettrodi sulla cute del soggetto. Sono mostrati gli elettrodi applicati sul gastrocnemio laterale, sul bicipite femorale e sull'ereettore spinale.</i>	38
24	<i>Elettrodi utilizzati per le prove sperimentali.</i>	40
25	<i>Esempio di marker passivo</i>	41
26	<i>Interfaccia Vicon che mostra il posizionamento delle telecamere nel laboratorio di analisi del movimento del Politecnico di Torino</i>	42

27	<i>Active Wand per il sistema VICON</i>	43
28	<i>Posizionamento dell'Active Wand per la calibrazione statica</i>	43
29	<i>Creazione del segmento pelvi[34]. 1) Un singolo marker definisce la posizione di un punto. 2) Due marker definiscono una linea. 3)Tre marker non allineati definiscono un piano. 4) Quattro marker permettono di gestire eventuali marker mancanti e di costruire la struttura basandosi sui marker disponibili.</i>	45
30	<i>Pedana di forza</i>	46
31	<i>Interfaccia Vicon che mostra il segnale EMG grezzo acquisito dai sei muscoli analizzati durante l'esecuzione della prova dinamica.</i>	47
32	<i>EMG</i>	48
33	<i>Esempio di elettrodi ed EMG posizionati sul tibiale anteriore.</i>	48
34	<i>Set-up di una prova (AP: perturbatore automatico).</i>	49
35	<i>Ultimo prototipo del PGAS</i>	50
36	<i>Schema di funzionamento del PGAS.[37]</i>	51
37	<i>Diagramma della logica di controllo del PGAS.[36]</i>	52
38	<i>Illustrazione delle fasi operative.[36]</i>	53
39	<i>Modello Simulink.</i>	54
40	<i>Profilo di forza di durata 250 ms.</i>	57
41	<i>Profilo di forza di durata 100 ms.</i>	57
42	<i>Nella figura sono rappresentati il segnale di riferimento in rosso e il profilo di forza dei 15 colpi di durata pari a 250 ms, per il soggetto 1. In nero è rappresentata la media dei 15 colpi.</i>	60
43	<i>Nella figura sono rappresentati il segnale di riferimento in rosso e il profilo di forza dei 15 colpi di durata pari a 100 ms, per il soggetto 1. In nero è rappresentata la media dei 15 colpi.</i>	60
44	<i>Rappresentazione della configurazione sperimentale: il soggetto è posizionato in piedi al centro della pedana di forza, mentre l'operatore, alle sue spalle, tiene in mano il perturbatore.</i>	62
45	<i>Segnale r_F 'Force Reference' da 0 a 40 N per un tempo di 250 ms o 100 ms. È possibile distinguere i colpi di prova e i successivi 30 colpi suddivisi nelle 3 diverse condizioni.</i>	63
46	<i>File .gpo fornito al sistema Vicon per sincronizzare la speedgoat</i>	64
47	<i>Segnale di trigger</i>	65
48	<i>Segnale della forza della cella di carico (in rosso) con sovrapposto il segnale di trigger (in blu). Quando il segnale di trigger transita dal valore 0 al valore 1, segna l'inizio di una nuova condizione.</i>	65
49	<i>Segnale della forza della cella di carico filtrato (in verde) e non filtrato (in rosso)</i>	66
50	<i>Segnale della forza scambiata tra perturbatore e soggetto, con evidenziato in rosso l'istante di inizio della perturbazione e in verde l'istante di fine della perturbazione.</i>	67
51	<i>Segnale di spostamento del CoP.</i>	67

52	<i>Sovrapposizione dei segnali di spostamento del CoP per il soggetto 1, nelle tre condizioni e nelle due diverse intensità dell'impulso.</i>	68
53	<i>Segnale EMG grezzo del muscolo tibiale anteriore del soggetto 1 nelle tre condizioni: R_EO, R_EC, S_EO.</i>	69
54	<i>Inviluppo del muscolo tibiale anteriore del soggetto 1 (VD) nelle tre condizioni: R_EO, R_EC, S_EO.</i>	69
55	<i>Inviluppo del muscolo tibiale anteriore (in blu) con evidenziati gli istanti di inizio dell'impulso (asterisco rosso) e dell'attivazione muscolare (asterisco verde).</i>	70
56	<i>Traiettoria del marker RHEE lungo la direzione X nel tempo (frequenza di campionamento pari a 100 Hz), durante la prova 'occhi aperti rilassato' per il soggetto 1.</i>	71
57	<i>Traiettoria del marker RHEE lungo la direzione X sovracampionata e filtrata nel tempo (frequenza di campionamento pari a 1000 Hz), durante la prova 'occhi aperti rilassato' per il soggetto 1.</i>	71
58	<i>Sovrapposizione delle traiettorie dell'angolo dell'anca destra per il soggetto 2 nella condizione R_EC per un impulso di 10 Ns.</i>	73
59	<i>Sovrapposizione delle traiettorie dell'angolo dell'anca destra per il soggetto 2 nella condizione R_EC per un impulso di 4 Ns.</i>	73
60	<i>Sovrapposizione delle traiettorie dell'angolo dell'anca destra per il soggetto 2 nella condizione R_EC per un impulso di 10 Ns.</i>	74
61	<i>Sovrapposizione delle traiettorie dell'angolo dell'anca destra per il soggetto 2 nella condizione R_EC per un impulso di 4 Ns.</i>	74
62	<i>Sovrapposizione delle traiettorie dell'angolo dell'anca destra per il soggetto 2 nella condizione R_EC per un impulso di 10 Ns.</i>	75
63	<i>Sovrapposizione delle traiettorie dell'angolo dell'anca destra per il soggetto 2 nella condizione R_EC per un impulso di 4 Ns.</i>	75
64	<i>Sovrapposizione delle traiettorie dell'angolo dell'anca destra per il soggetto 2 nella condizione R_EC per un impulso di 10 Ns.</i>	76
65	<i>Sovrapposizione delle traiettorie dell'angolo dell'anca destra per il soggetto 2 nella condizione R_EC per un impulso di 4 Ns.</i>	76
66	<i>Box plot del DeltaCoP per impulsi di 4 Ns nelle tre condizioni.</i>	78
67	<i>Box plot del DeltaCoP per impulsi di 10 Ns nelle tre condizioni.</i>	78
68	<i>Box plot della Latenza per impulsi di 4 Ns nelle tre condizioni.</i>	79
69	<i>Box plot della Latenza per impulsi di 10 Ns nelle tre condizioni.</i>	79
70	<i>Box plot della Durata della risposta (DoR) per impulsi di 4 Ns nelle tre condizioni.</i>	80
71	<i>Box plot della Durata della risposta (DoR) per impulsi di 4 Ns nelle tre condizioni.</i>	80
72	<i>Valori dell'RMS per il muscolo tibiale anteriore per i 20 soggetti, nelle tre diverse condizioni.</i>	82

73	Valori dell'RMS per il muscolo gastrocnemio laterale per i 20 soggetti, nelle tre diverse condizioni.	82
74	Valori dell'RMS per il muscolo retto femorale per i 20 soggetti, nelle tre diverse condizioni. . .	83
75	Valori dell'RMS per il muscolo bicipite femorale per i 20 soggetti, nelle tre diverse condizioni. . .	83
76	Valori dell'RMS per il muscolo retto addominale per i 20 soggetti, nelle tre diverse condizioni. . .	84
77	Valori dell'RMS per il muscolo erettore spinale per i 20 soggetti, nelle tre diverse condizioni. . .	84
78	Media dell'inviluppo del muscolo tibiale anteriore 2 secondi prima di ogni colpo, per i 20 soggetti nelle tre diverse condizioni.	85
79	Media dell'inviluppo del muscolo gastrocnemio 2 secondi prima di ogni colpo, per i 20 soggetti nelle tre diverse condizioni.	85
80	Media dell'inviluppo del muscolo retto femorale 2 secondi prima di ogni colpo, per i 20 soggetti nelle tre diverse condizioni.	86
81	Media dell'inviluppo del muscolo bicipite femorale 2 secondi prima di ogni colpo, per i 20 soggetti nelle tre diverse condizioni.	86
82	Media dell'inviluppo del muscolo retto addominale 2 secondi prima di ogni colpo, per i 20 soggetti nelle tre diverse condizioni.	87
83	Media dell'inviluppo del muscolo erettore 2 secondi prima di ogni colpo, per i 20 soggetti nelle tre diverse condizioni.	87
84	Valori medi di latenza del muscolo tibiale anteriore, per i 20 soggetti nelle tre diverse condizioni.	88
85	Valori medi di latenza del muscolo gastrocnemio, per i 20 soggetti nelle tre diverse condizioni. . .	89
86	Valori medi di latenza del muscolo retto femorale, per i 20 soggetti nelle tre diverse condizioni. . .	89
87	Valori medi di latenza del muscolo bicipite femorale, per i 20 soggetti nelle tre diverse condizioni.	90
88	Valori medi di latenza del muscolo retto addominale, per i 20 soggetti nelle tre diverse condizioni.	90
89	Valori di latenza del muscolo erettore spinale, per i 20 soggetti nelle tre diverse condizioni. . . .	91
90	Valori RMS del muscolo tibiale anteriore per i soggetti che hanno S_EO come prima condizione.	92
91	Valori RMS del muscolo tibiale anteriore per i soggetti che hanno S_EO come ultima condizione.	92
92	Valori della media dell'inviluppo del muscolo tibiale 2 secondi prima di ogni colpo per i soggetti che hanno S_EO come ultima condizione.	93
93	Valori della media dell'inviluppo del muscolo tibiale 2 secondi prima di ogni colpo per i soggetti che hanno S_EO come ultima condizione.	93
94	Escursione angolare del tronco per i soggetti che hanno S_EO come prima condizione.	94
95	Escursione angolare del tronco per i soggetti che hanno S_EO come prima condizione.	94
96	Escursione angolare dell'anca nelle 3 diverse condizioni per impulsi di 10 Ns.	95
97	Escursione angolare dell'anca nelle 3 diverse condizioni per impulsi di 4 Ns.	95
98	Escursione angolare del ginocchio destro nelle 3 diverse condizioni per impulsi di 10 Ns.	96
99	Escursione angolare del ginocchio destro nelle 3 diverse condizioni per impulsi di 4 Ns.	96

100	<i>Escursione angolare della caviglia destra nelle 3 diverse condizioni per impulsi di 10 Ns.</i>	97
101	<i>Escursione angolare della caviglia destra nelle 3 diverse condizioni per impulsi di 4 Ns.</i>	97
102	<i>Escursione angolare del tronco nelle 3 diverse condizioni per impulsi di 10 Ns.</i>	98
103	<i>Escursione angolare del tronco nelle 3 diverse condizioni per impulsi di 4 Ns.</i>	98

Elenco delle tabelle

1	<i>Parametri e variabili del modello del pendolo inverso</i>	16
2	<i>Tabella angoli articolari.</i>	33
3	<i>Procedura per il posizionamento degli elettrodi sui i muscoli analizzati</i>	37
4	<i>Elenco dei dati dei partecipanti</i>	55
5	<i>Sequenza randomizzata delle condizioni assegnate ai partecipanti: R_EO: condizione 'Rilassato occhi aperti'; R_EC: condizione 'Rilassato occhi chiusi'; S_EO: condizione 'Rigido occhi aperti'.</i>	56
6	<i>Media e deviazione standard di FID e TAE per i colpi a 250 ms e 100 ms applicati ai 20 soggetti.</i>	59
7	<i>Valori di media e deviazione standard di FID e TAE mediati su 20 soggetti, per impulsi di durata 250 ms e 100 ms.</i>	59
8	<i>Parametri utili alla caratterizzazione della risposta posturale.</i>	72
9	<i>Valori di media e deviazione standard dei parametri del CoP nelle tre diverse condizioni, suddivisi per i due impulsi impartiti (10 Ns e 4 Ns).</i>	81
10	<i>Valori di media e deviazione standard della latenza di ogni muscolo.</i>	88

Indice

Elenco delle figure	5
Elenco delle tabelle	6
Sommario	9
1 Capitolo 1: Postura	11
1.1 Equilibrio posturale	11
1.1.1 Sistema di controllo posturale	14
1.1.2 Effetto di una minaccia sul controllo posturale	14
1.2 Biomeccanica della postura eretta: modello del pendolo inverso	16
1.2.1 Strategia di anca	19
1.2.2 Strategia di caviglia	19
1.3 Posturografia	20
1.3.1 Sensory Organization Test	21
1.3.2 Motor Control Test	22
1.3.3 Adaptation Test	22
2 Capitolo 2: Analisi del movimento	23
2.1 Cinematica articolare	23
2.1.1 Piani e assi anatomici di riferimento	24
2.2 Protocollo Plug-in Gait	25
2.2.1 Posizionamento dei marker	25
2.2.2 Calcolo dei sistemi di riferimento locali e dei centri articolari	29
2.3 Procedura di calcolo della cinematica	31
3 Capitolo 3: Elettromiografia (EMG)	34
3.1 Unità motoria	34
3.2 Attivazione muscolare nel controllo posturale	35
3.2.1 Muscoli analizzati	35
3.3 Segnale EMG	39
3.3.1 Monitoraggio EMG ed elettrodi	39

4	Capitolo 4: Strumentazione utilizzata	41
4.1	Sistemi Motion Capture	41
4.1.1	Sistema VICON	42
4.2	Pedana di forza	46
4.3	EMG	47
4.4	Perturbation Generation Analysis System (PGAS)	49
4.4.1	Componenti del PGAS	49
4.5	Logica di controllo del dispositivo di perturbazione	52
4.6	Implementazione dell'ambiente Simulink	53
5	Capitolo 5: Prove sperimentali	55
5.1	Prove sperimentali su soggetti	55
5.1.1	Protocollo sperimentale	61
5.2	Elaborazione dati	63
5.2.1	Sincronizzazione dei segnali	64
5.2.2	Filtraggio dei segnali	66
5.3	Parametri	72
5.3.1	Parametri CoP	72
5.3.2	Parametri segnale EMG	72
5.3.3	Parametri cinematica	73
6	Capitolo 6: Risultati dell'analisi sperimentale	77
7	Capitolo 7: Conclusioni	99
	Riferimenti Bibliografici	101

Sommario

La capacità di mantenere l'equilibrio è un'abilità fondamentale per gli esseri umani, necessaria per il corretto svolgimento delle attività quotidiane. Alterazioni del suo controllo, dovute a traumi, malattie neurodegenerative o al naturale processo di invecchiamento, possono aumentare il rischio di cadute, con conseguenze potenzialmente gravi e una riduzione della qualità della vita.

Negli ultimi anni, la ricerca ha sviluppato strumenti e protocolli sperimentali per la valutazione quantitativa della postura e dell'equilibrio. Tuttavia, esistono pochi protocolli standardizzati, come il *Sensory Organization Test* (SOT), il *Motor Control Test* (MCT) e l'*Adaptation Test* (ADT), per analizzare la risposta del sistema di controllo posturale agli stimoli esterni. La maggior parte di questi si basa esclusivamente sulla perturbazione del soggetto tramite il movimento della superficie di appoggio, mentre nella vita quotidiana il controllo posturale deve più spesso reagire a squilibri causati da urti imprevisti o dalla presenza di ostacoli durante la deambulazione. Simulare la presenza di una o più di queste condizioni permette l'analisi dell'equilibrio in uno scenario più realistico, consentendo di ricavare parametri biomeccanici significativi attraverso svariati sistemi di sensori, quali pedane di forza, elettromiografia e strumentazione per la motion analysis.

L'obiettivo della tesi è l'analisi delle reazioni posturali evocate in prove di posturografia dinamica, realizzate applicando perturbazioni meccaniche di diversa intensità in direzione antero-posteriore, a livello della regione interscapolare, con lo scopo di individuare correlazioni tra entità dei disturbi e delle risposte stesse. Gli esperimenti sono stati condotti presso il PoliToBioMed Lab, nel laboratorio per l'analisi del movimento situato presso il Politecnico di Torino, su un campione di 20 soggetti sani (10 maschi e 10 femmine, con un'età media di $24,35 \pm 1,46$ anni). Per ciascun soggetto sono state eseguite tre prove, variando la condizione sensoriale del soggetto mediante opportune istruzioni. L'analisi è stata condotta utilizzando un dispositivo custom per l'applicazione controllata di disturbi dell'equilibrio, denominato Perturbation Generation Analysis System (PGAS), sviluppato da un gruppo di ricerca interno al Dipartimento di Ingegneria Meccanica e Aerospaziale (DIMEAS) del Politecnico di Torino. Poiché il controllo dell'equilibrio è strettamente correlato all'attività muscolare, lo studio ha incluso l'analisi delle oscillazioni posturali in connessione con l'attivazione muscolare, in aggiunta alle informazioni dinamiche ricavate mediante pedane di forza.

1 Capitolo 1: Postura

La postura è la posizione che il corpo assume nello spazio per mantenere l'equilibrio, sia durante il movimento che in stato di quiete. Si tratta di un atto automatico e inconscio, basato sull'allineamento delle articolazioni, necessario per bilanciare i segmenti scheletrici contro la gravità.[1] Può essere descritta come qualsiasi posizione che consente di mantenere l'equilibrio con la massima stabilità, il minimo dispendio energetico e il minor stress possibile delle strutture anatomiche.

Il mantenimento della postura è determinato da una combinazione di fattori neurofisiologici, biomeccanici e psicoemotivi.[2] Durante la posizione eretta, gli esseri umani compiono micromovimenti inconsci nelle direzioni anteroposteriore e mediolaterale, che compensano eventuali perdite di equilibrio e mantengono la postura grazie al complesso meccanismo riflesso del sistema nervoso centrale.[3]

Esistono tre concetti fondamentali riguardo alla postura:

- Concetto di spazialità: si riferisce alla posizione assunta dal corpo nelle tre direzioni dello spazio e alla relazione spaziale tra i vari segmenti scheletrici;
- Concetto di antigravità: la gravità è la forza esterna principale che influisce sulla postura. L'equilibrio posturale è il modo in cui il corpo risponde e si adatta a questa forza per mantenere la stabilità.
- Concetto di equilibrio: riguarda la relazione tra il soggetto e l'ambiente circostante, riflettendo come il corpo si adatta e risponde alle condizioni esterne per mantenere una posizione stabile.[2]

1.1 Equilibrio posturale

La capacità di mantenere l'equilibrio è un'abilità fondamentale per gli esseri umani, necessaria per il corretto svolgimento delle attività quotidiane. Un'alterazione nel controllo dell'equilibrio, causata da traumi o malattie, può aumentare il rischio di cadute, con conseguenze potenzialmente pericolose e una riduzione complessiva della qualità della vita.[4]

L'equilibrio dipende da una serie di meccanismi di controllo posturale che collaborano per stabilizzare il corpo contro la gravità e per mantenere il centro di pressione (CoP) all'interno della base di supporto.[5]

Il controllo posturale coinvolge molti sistemi fisiologici, che possono essere compromessi da patologie o limitazioni cliniche, e che possono portare a disfunzioni dell'equilibrio. Tali disfunzioni compromettono l'integrazione e l'organizzazione degli input visivi, vestibolari e somatosensoriali, che sono fondamentali per la consapevolezza della posizione del corpo in relazione a se stesso e all'ambiente.[6]

L'equilibrio posturale è governato da due processi di controllo:

- Processo automatico: è un processo in cui il soggetto non è consapevole delle regolazioni che avvengono nel tono muscolare per mantenere l'equilibrio. Si tratta di un meccanismo che gestisce in modo autonomo le piccole correzioni necessarie per stabilizzare il corpo.
- Processi cognitivi: sono processi che richiedono un'elaborazione delle informazioni relative al corpo e alla posizione degli oggetti nello spazio extrapersonale. Coinvolgono la percezione e l'attenzione per monitorare e regolare la postura in base al contesto esterno.

Il mantenimento della postura eretta in un ambiente non perturbato, cioè l'equilibrio statico, è governato dai processi automatici a livello del tronco encefalico e del midollo spinale. Al contrario, le reazioni a perturbazioni interne o esterne, che costituiscono l'equilibrio dinamico, sono governate da processi cognitivi e richiedono risposte motorie dalla corteccia cerebrale al tronco encefalico e al midollo spinale. Poiché il controllo dell'equilibrio posturale statico e dinamico è regolato dalle stesse strutture, ma con contributi differenti, una valutazione completa dell'equilibrio posturale richiede test sia statici che dinamici:

- L'equilibrio posturale statico in piedi è valutato principalmente attraverso piattaforme dinamometriche, che permettono di calcolare gli spostamenti del CoP a partire dalle forze registrate;
- La valutazione dell'equilibrio posturale dinamico comprende sia test funzionali che quantitativi:
 - I test funzionali, ampiamente utilizzati in ambito clinico, possono essere resi più oggettivi attraverso l'uso di accelerometri per monitorare l'equilibrio durante l'esecuzione;
 - I test quantitativi, invece, coinvolgono perturbazioni esterne di vario tipo e valutano i soggetti in base a parametri cinetici e cinematici, all'attivazione muscolare, o alla misurazione delle oscillazioni della piattaforma.[5]

Per studiare la reazione posturale, potrebbe essere utile analizzare la risposta del paziente a stimoli meccanici esterni. Le risposte fisiologiche e biomeccaniche dipendono fortemente dalle caratteristiche della perturbazione, che possono essere classificate in base al punto di applicazione o alla dinamica. La perturbazione può essere applicata alla base di appoggio oppure al tronco: nel primo caso, si utilizzano piattaforme mobili o rotanti; nel secondo caso, si imprimono forze di trazione o di spinta al paziente rilasciando un pendolo o un peso collegato al corpo tramite un cavo, mediante attuatori pneumatici o elettrici, o attraverso l'azione di dispositivi manuali che registrano la forza d'impatto.[7]

1.1.1 Sistema di controllo posturale

Il controllo posturale è la funzione principale responsabile dell'allineamento attivo del corpo e della stabilizzazione del centro di massa contro le perturbazioni esterne. Il controllo posturale reattivo è una delle componenti più importanti della funzione di equilibrio, che si riferisce alla capacità di recuperare la stabilità dopo una perturbazione esterna inaspettata attraverso il movimento correttivo del corpo. La diminuzione del controllo posturale reattivo aumenta lo spostamento del CoP, la velocità del CoP, il ritardo nel tempo di reazione a una perturbazione inaspettata e l'attività elettromiografica (EMG).[8] Il ruolo del sistema di controllo posturale è quello di ridurre al minimo l'impatto delle perturbazioni che si verificano nell'ambiente, che possono essere auto-avviate (raggiungere un oggetto) o innescate esternamente, ed evitare instabilità e cadute. Un sano sistema di controllo posturale raggiunge la stabilità durante le perturbazioni attraverso due strategie, attivando una serie di meccanismi di feedback e feedforward, specialmente quando il disturbo è inatteso:

- gli aggiustamenti posturali anticipatori (APA) o a feed-forward, che coinvolgono la generazione di output neuromuscolari prima dell'insorgenza della perturbazione, cioè producono risposte preprogrammate per assicurare il mantenimento della stabilità. Le risposte anticipatorie possono essere ottimizzate grazie all'esperienza, e la loro efficacia aumenta con l'esercizio.
- gli aggiustamenti posturali compensatori (CPA) o a feed-back, che sono le risposte generate dopo l'insorgenza di una perturbazione per stabilizzare l'organismo e ritrovare l'equilibrio nel modo più efficiente.[6]

1.1.2 Effetto di una minaccia sul controllo posturale

Di fronte ad una minaccia posturale, il sistema nervoso centrale modula le fasi anticipatorie e compensatorie degli aggiustamenti posturali per ridurre al minimo il rischio di caduta.

Secondo diversi studi [9][10][11] la paura di cadere influenza il controllo della postura, pertanto quando giovani adulti sani stanno in piedi su una piattaforma rialzata e subiscono una spinta imprevista al tronco, in direzione antero-posteriore, adottano un comportamento rigido per limitare il movimento del centro di massa del corpo in avanti.[9]

Adkin et al.[10] hanno rivelato cambiamenti posturali legati alle minacce, tra cui la diminuzione dell'ampiezza e l'aumento della frequenza degli spostamenti del centro di pressione durante la posizione eretta. La combinazione di diminuzione dell'ampiezza e aumento della frequenza degli spostamenti del CoP ha suggerito l'adozione di una strategia di irrigidimento della caviglia. Questa ipotesi è stata confermata sperimentalmente osservando un aumento della rigidità dei muscoli della caviglia quando si sta in piedi a un'altezza elevata, insieme a cambiamenti nell'EMG coerenti con un aumento della

co-contrazione dei muscoli inferiori della gamba e una riduzione degli spostamenti del CoM.

Sono stati utilizzati vari metodi per manipolare la percezione della minaccia o delle emozioni, verificando se gli effetti associati all'altezza possano essere applicati ad altre minacce: un'alternativa è manipolare la minaccia di una perturbazione imminente, durante la quale i soggetti devono restare in piedi, con o senza il rischio di subire un'improvvisa e imprevedibile perturbazione dell'equilibrio, come una spinta o una trazione al tronco superiore, oppure una traslazione/rotazione della superficie di supporto. Analogamente alla minaccia indotta dall'altezza, è stato dimostrato che la minaccia di una perturbazione aumenta significativamente l'eccitazione, l'ansia e la paura. L'applicazione di perturbazioni provenienti da diverse direzioni ha il vantaggio di ridurre la probabilità che gli individui adottino strategie specifiche per una singola direzione. È molto probabile che gli effetti della minaccia sul controllo dell'equilibrio si basino su una complessa interazione tra cambiamenti neurofisiologici e cambiamenti nei processi attenzionali.[10]

Una minaccia posturale può provocare cambiamenti sia nello stato emotivo sia nel controllo posturale in posizione eretta. Parametri del controllo posturale, come l'ampiezza dello spostamento del CoP e la direzione dell'inclinazione corporea, sono influenzati dalla minaccia posturale, ma le modalità in cui questi parametri vengono modificati dipendono dal contesto specifico della minaccia. Ad esempio, la posizione eretta ad un'altezza elevata determina comunemente un'inclinazione all'indietro e una riduzione dell'ampiezza del segnale CoP, mentre la minaccia di una perturbazione posturale del tronco o dei piedi provoca un aumento dell'ampiezza e della velocità dell'oscillazione del tronco, o a un'inclinazione in avanti e a un aumento dell'ampiezza del segnale CoP (indicando maggiore instabilità), rispettivamente.

Aggiustamenti posturali anticipatori (APA) più grandi e rapidi si verificano in presenza di una minaccia posturale, indipendentemente dal fatto che essa derivi da una traslazione della superficie di appoggio o da una perturbazione del tronco. In particolare, quando non è chiaro se e quando si verificherà una perturbazione posturale, gli individui cercano di ristabilire la stabilità il prima possibile, aumentando la velocità o riducendo la durata degli APA, per rispondere in modo più efficace alla perturbazione.[11]

1.2 Biomeccanica della postura eretta: modello del pendolo inverso

Il controllo della postura eretta può essere analizzato mediante l'utilizzo del modello del pendolo inverso, in cui il corpo è rappresentato da un unico membro rigido incernierato al piede nella caviglia. La massa è concentrata nel baricentro G, come mostrato in Figura 2:

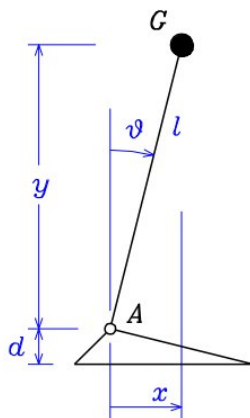


Figura 2: *Modello pendolo inverso*

Parametri del modello	Variabili del modello
$AG=l$: distanza caviglia-baricentro	x : posizione orizzontale del baricentro
m : massa del corpo	y : posizione verticale del baricentro
I_G : momento d'inerzia baricentrico	θ : angolo del corpo rispetto alla verticale
d : altezza della caviglia	b : posizione del punto di applicazione della forza del terreno

Tabella 1: *Parametri e variabili del modello del pendolo inverso*

Si considerano i movimenti nel piano sagittale. Poiché le oscillazioni nel piano sagittale sono piccole rispetto alle altre dimensioni, si possono fare delle approssimazioni:

$$\begin{aligned}
 \sin(\theta) \approx \theta & \quad \rightarrow \quad x \approx l\theta & \quad \ddot{x} \approx l\ddot{\theta} \\
 \cos(\theta) \approx 1 & \quad \rightarrow \quad y \approx l & \quad \ddot{y} = 0
 \end{aligned}
 \tag{1}$$

Nel diagramma di corpo libero considerato le forze d'inerzia possono essere ridotte al baricentro oppure alla caviglia, considerata un punto fisso A, come rappresentato nelle Figure 3 e 4:

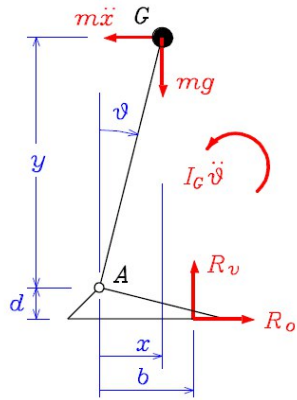


Figura 3: Forze d'inerzia ridotte al baricentro

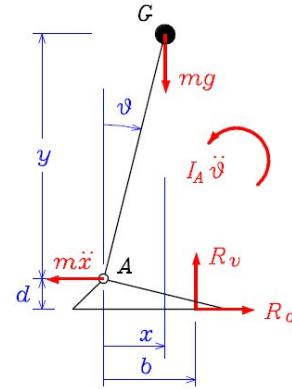


Figura 4: Forze d'inerzia ridotte alla caviglia

Si hanno due casi:

1. Nel primo caso, mostrato nella Figura 3, le forze d'inerzia sono ridotte al baricentro G, che genererà una coppia d'inerzia in senso antiorario.
2. Nel secondo caso, mostrato nella Figura 4, le forze d'inerzia sono ridotte alla caviglia, si calcola il momento d'inerzia rispetto al punto A, utilizzando il teorema di Huygens-Steiner (2).

$$I_A = I_G + ml^2 \quad (2)$$

Le equazioni cardinali sono:

$$R_v = mg$$

$$R_o = m\ddot{x} \quad (3)$$

$$mg(b - x) + (m\ddot{x}d) + I_A\ddot{\theta} = 0$$

In particolare, R_v è la forza di reazione al terreno in direzione verticale e R_o è la forza di reazione al terreno in direzione orizzontale.

Considerando trascurabile l'altezza del piede ($d \approx 0$), l'equazione del moto diventa:

$$\frac{I_A}{l}\ddot{x} - mg(x - b) = 0 \quad (4)$$

$$\ddot{x} = \frac{mgl}{I_A}(x - b) = 0 \quad (5)$$

Dall'equazione del moto del sistema (5) risulta che il moto del baricentro nel piano sagittale dipende dalla differenza tra la posizione del baricentro stesso x , definito anche come CoM (centro di massa), e la posizione del punto di applicazione della reazione vincolare tra piede e terreno b , definita anche come CoP (centro di pressione).

Si ha equilibrio quando le due posizioni x e b coincidono, quindi quando si annulla l'accelerazione \ddot{x} . Sperimentalmente si osserva un continuo inseguimento reciproco delle due variabili, con una dinamica del CoP nettamente più veloce di quella del CoM.

Separando i due membri del sistema, mostrato in Figura 5, si evidenziano le azioni interne alla caviglia:[12]

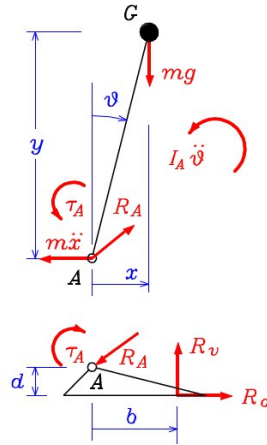


Figura 5: *Corpi che costituiscono il modello del pendolo inverso (piede e resto del corpo).*

Si può esprimere la relazione tra la coppia muscolare e la posizione della reazione del terreno:

$$\tau_A \approx R_v b = mgb \quad (6)$$

$$b = \frac{1}{mg} \tau_A \quad (7)$$

L'equazione (5) permette di individuare le due principali strategie di controllo della postura eretta: la strategia di anca e la strategia di caviglia.

1.2.1 Strategia di anca

Nella strategia di anca si attivano i muscoli dell'anca operando una flessione-estensione e il soggetto sposta in direzione antero-posteriore il baricentro, controllando così direttamente il CoM (si riesce ad agire direttamente sulla posizione del baricentro).

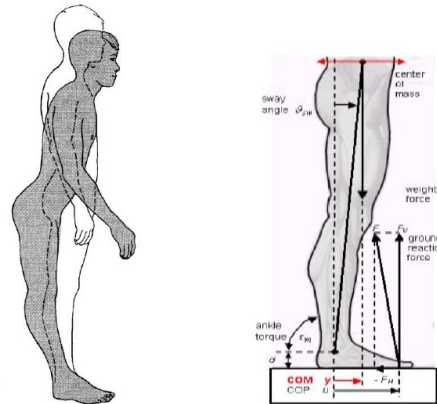


Figura 6: *Strategia di anca*

1.2.2 Strategia di caviglia

Nella strategia di caviglia il soggetto, tramite la modulazione della coppia muscolare alla caviglia, controlla la posizione del CoP, riuscendo ad inseguire lo spostamento fisiologico del CoM. L'azione della coppia di caviglia sul corpo (CoM) produce un effetto meno significativo, perché applicata ad un sistema con grande momento d'inerzia.

La strategia di caviglia richiede un impegno muscolare maggiore rispetto alla strategia di anca. Infatti, è più facilmente eseguibile da soggetti giovani e consente di compensare disturbi più ridotti; in caso di disturbi della postura più forti si ricorre alla strategia di anca.[12]

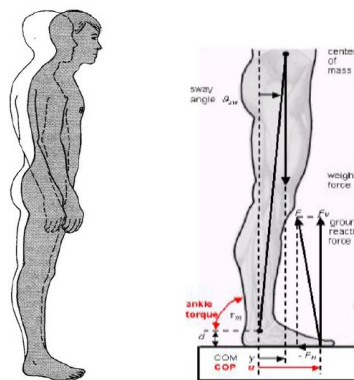


Figura 7: *Strategia di caviglia*

1.3 Posturografia

L'esplorazione del controllo dinamico dell'equilibrio in posizione eretta, attraverso perturbazioni esterne, ha l'obiettivo principale di identificare eventuali deficit nelle risposte posturali reattive.[13] I disturbi del controllo dell'equilibrio rappresentano un problema di salute pubblica, poiché interferiscono con la mobilità e spesso compromettono l'autonomia dell'individuo.

Un modo per valutare il controllo posturale è la posturografia, una tecnica che esamina la traiettoria del centro di pressione (CoP).[14] Consente di valutare i disturbi dell'equilibrio, mediante la traduzione delle oscillazioni meccaniche del gravicentro fisiologico umano in segnali elettrici, che vengono amplificati, registrati e analizzati. Il paziente è posizionato in piedi su una piattaforma baropodometrica e invitato ad assumere diverse posizioni, che vengono analizzate con strumenti specifici per misurare la stabilità della postura.[2]

L'equilibrio corporeo può essere misurato sia in condizioni statiche sia in un ambiente dinamico. Durante la posturografia statica computerizzata, il soggetto è in piedi e fermo su una piattaforma posturografica mentre il dispositivo rileva e misura l'oscillazione del centro di gravità dell'individuo, in assenza di disturbi o perturbazioni.

Nella posturografia dinamica computerizzata, l'oscillazione posturale viene analizzata rilevando gli spostamenti del baricentro mentre il soggetto si muove entro i propri limiti di stabilità.[15] Questa tecnica consente di studiare il controllo degli adattamenti posturali alle variazioni della base di appoggio e, inoltre, di trarre informazioni riguardo alle strategie usate dal paziente per mantenere la posizione eretta in situazioni destabilizzanti.

Durante la posturografia dinamica, la postura spontanea viene perturbata da stimoli esterni imprevedibili, allo scopo di valutare il contributo apportato dai canali visivo, vestibolare e somatosensoriale al recupero della postura iniziale.[16] La perturbazione può essere autoindotta oppure esterna:

- Una perturbazione autoindotta si riferisce a un movimento volontario che spesso causa un disturbo posturale, che influisce sull'equilibrio. Le conseguenze della perturbazione autoindotta sono sempre note all'individuo che esegue movimenti volontari (come ad esempio alzare le braccia), quindi le informazioni sensoriali e cognitive sono abbastanza disponibili.
- Una perturbazione esterna si riferisce a una forza esterna applicata al corpo di un individuo, al fine di studiare i tempi di risposta e la capacità di mantenere l'equilibrio. Le conseguenze di una perturbazione esterna sono, nella maggior parte dei casi, basate su previsioni incerte.[17]

La posturografia dinamica computerizzata è composta da tre diversi protocolli:

1. Sensory Organization Test (SOT)
2. Motor Control Test (MCT)
3. Adaptation Test (ADT)[18]

1.3.1 Sensory Organization Test

Il *Sensory Organization Test* utilizza una piattaforma di forza mobile e uno schermo visivo mobile. Il protocollo SOT valuta la capacità del paziente di utilizzare efficacemente gli input visivi, vestibolari e propriocettivi, e di sopprimere le informazioni sensoriali imprecise. Le differenze nella quantità di oscillazione del corpo sotto diverse condizioni sensoriali determinano la capacità del paziente di organizzare e selezionare le informazioni sensoriali appropriate per mantenere il controllo posturale.[19] Questo test registra i movimenti del CoP del corpo in sei condizioni di difficoltà crescente, che sono le seguenti e sono mostrate in Figura 8:

- Condizione 1: occhi aperti, pedana di forza e schermo fermi;
- Condizione 2: occhi chiusi, pedana di forza ferma;
- Condizione 3: occhi aperti, pedana di forza ferma e schermo in movimento;
- Condizione 4: occhi aperti, pedana di forza in movimento e schermo fermo;
- Condizione 5: occhi chiusi, pedana di forza in movimento;
- Condizione 6: occhi aperti, pedana di forza e schermo in movimento.[18]

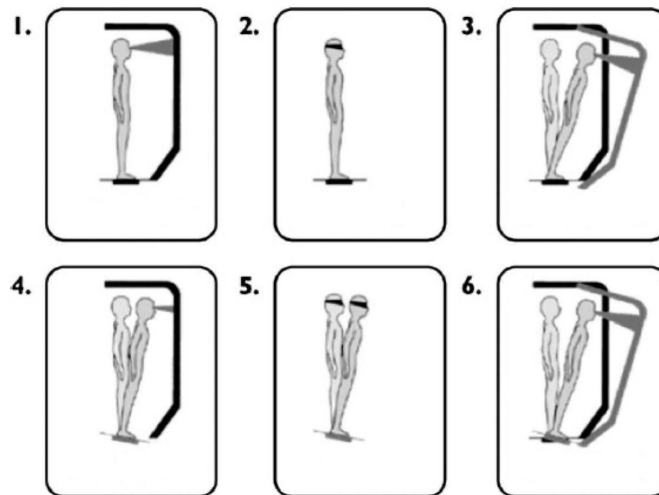


Figura 8: *Sensory Organization Test (SOT)* [20]

Il soggetto viene posizionato sulla piattaforma e allineato nella posizione indicata dal software. Ogni prova ha una durata di 20 secondi. Il test calcola un punteggio di equilibrio per ciascuna prova, basato sullo spostamento del centro di gravità del soggetto rispetto alla sua base di appoggio. Viene poi fornito un punteggio relativo a ciascun sistema sensoriale, insieme a un punteggio composito che offre una valutazione complessiva dei risultati normali rispetto a quelli anomali.[18]

1.3.2 Motor Control Test

Il *Motor Control Test* misura la capacità del partecipante di recuperare in modo rapido e automatico la sua posizione di equilibrio in risposta a perturbazioni esterne improvvise. Il test consiste nel posizionare il soggetto su una piattaforma di forza che può spostarsi in direzione antero-posteriore. Il software fornisce i dati relativi al tempo, espresso in millisecondi, che intercorre tra l'inizio della traslazione e la risposta posturale del soggetto, definito come latenza.[18]

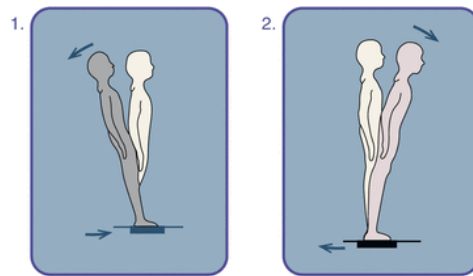


Figura 9: *Motor Control Test*: traslazione in direzione antero-posteriore.

1.3.3 Adaptation Test

L'*Adaptation Test* valuta la capacità del partecipante di adattare le risposte motorie e di minimizzare l'oscillazione quando il supporto si muove verso l'alto o verso il basso nella direzione delle dita dei piedi. I partecipanti non sapevano quando la piattaforma si sarebbe mossa durante il test, ma veniva comunicata loro la direzione del movimento.[18]

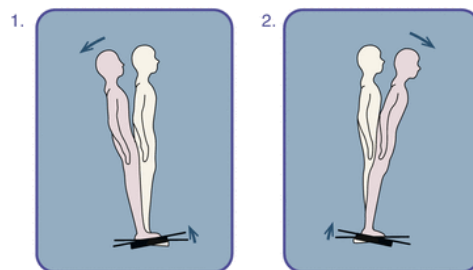


Figura 10: *Adaptation Test*: rotazione delle dita dei piedi verso l'alto (1) e verso il basso (2).

2 Capitolo 2: Analisi del movimento

L'analisi della postura e del movimento umano è un settore biomedico in forte espansione e di notevole interesse dal punto di vista clinico, in quanto il controllo posturale e la locomozione sono il risultato sinergico dell'interazione di tre sistemi fisiologici principali: il sistema nervoso, il sistema muscolo-scheletrico e il sistema sensoriale. L'analisi del movimento è un campo multidisciplinare che si occupa dello studio e della valutazione dei movimenti del corpo.

La valutazione delle caratteristiche della postura e del movimento può essere di enorme utilità in campo clinico per la diagnosi di particolari patologie a carico di uno dei sistemi coinvolti, così come per la conoscenza del livello di limitazione funzionale conseguente alla patologia o per la pianificazione di specifici trattamenti riabilitativi. Pertanto, in ambito clinico l'analisi del movimento mira a raccogliere informazioni quantitative sulla meccanica del sistema muscolo-scheletrico durante l'esecuzione di un compito motorio, con lo scopo di rilevare eventuali deficit o disabilità.[21] Questa analisi può includere la misurazione di parametri come velocità, accelerazione, angoli articolari, forza muscolare e altri fattori correlati al movimento.[22]

Lo studio del movimento può essere condotto utilizzando diversi strumenti e tecnologie, come sistemi optoelettronici con marker, piattaforme di forza, sistemi elettromiografici e sensori inerziali. Tali strumenti permettono di rilevare e registrare i movimenti del corpo in modo accurato e dettagliato, fornendo dati che possono essere analizzati per ottenere una comprensione approfondita del comportamento del sistema muscolo-scheletrico.

2.1 Cinematica articolare

La cinematica studia le proprietà del movimento senza tener conto delle cause che lo determinano. Lo scopo dell'analisi cinematica è rilevare e quantificare il movimento dei segmenti corporei e degli angoli articolari nelle diverse direzioni e attorno diversi assi.

La cinematica articolare può essere ottenuta catturando le posizioni istantanee dei marker, posti sulla cute del soggetto, mediante stereofotogrammetria (*Motion Capture*); le forze esterne vengono misurate mediante l'utilizzo di piattaforme di forza.

Definire cinematicamente il moto, o la legge del moto, di un punto equivale a definirne, per ogni istante, la posizione rispetto a un sistema di riferimento scelto. Per definire la posizione di un corpo rigido, identificato da tre punti non allineati, è necessario conoscere il vettore posizione e la matrice che ne stabilisce l'orientamento, in modo da descrivere i suoi sei gradi di libertà.

2.1.1 Piani e assi anatomici di riferimento

I piani anatomici sono delle linee immaginarie disegnate attraverso il corpo, permettendo di descrivere oggettivamente i movimenti e le posizioni del corpo.

- Piano sagittale: divide il corpo in due metà, destra e sinistra. Il movimento su questo piano avviene attorno a un asse medio-laterale ed è denominato flessione-estensione;
- Piano frontale: divide il corpo in una sezione anteriore e una posteriore; su questo piano avvengono l'adduzione e l'abduzione.
- Piano trasversale, è un piano che divide il corpo in due metà, superiore e inferiore. Il moto descritto su questo piano ha luogo su un asse verticale ed è definito rotazione interna o esterna.

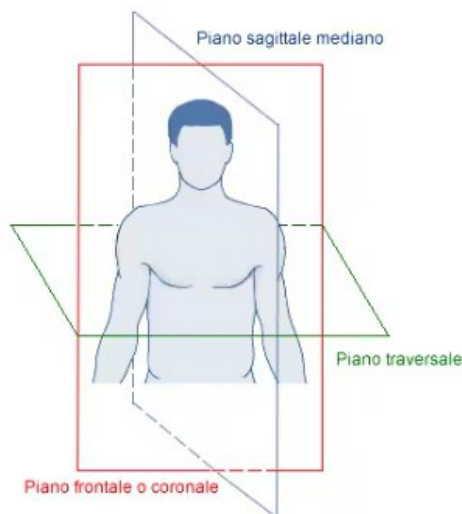


Figura 11: *Piani anatomici di riferimento*

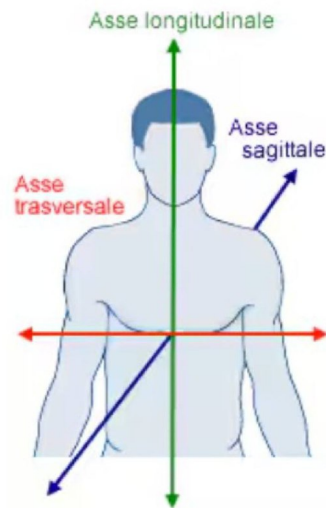


Figura 12: *Assi anatomici di riferimento*

Gli assi anatomici vengono utilizzati per tracciare l'asse sul quale si svolgono i movimenti di rotazione. Questi sono perpendicolari a ciascuno dei piani anatomici:

- Asse longitudinale, verticale, perpendicolare al piano trasversale;
- Asse trasversale, orizzontale, perpendicolare al piano sagittale;
- Asse antero-posteriore, perpendicolare al piano frontale.

2.2 Protocollo Plug-in Gait

Per standardizzare e rendere ripetibile un processo è necessario definire un protocollo. Per utilizzare il protocollo Plug-in Gait (PiG), si inseriscono le misure specifiche del soggetto, si posiziona il set di marker sul paziente, si acquisiscono le prove richieste e si utilizzano le pipeline Plug-in Gait in Vicon Nexus per produrre output della cinematica articolare del paziente.[23]

Tutti i set di marker Plug-in Gait sono progettati secondo il modello Newington-Helen Hayes, su cui si basa Plug-in Gait. Il set di marker per la modellazione della parte inferiore del corpo include marker per il bacino e per gli arti inferiori.[23]

Il protocollo Plug-in Gait prevede una valutazione fisica del soggetto e la misura di variabili antropometriche, che sono le seguenti:

- Peso [kg];
- Altezza [mm];
- Lunghezza della gamba (destra e sinistra) [mm]: la lunghezza della gamba viene misurata tra la spina iliaca superiore anteriore (ASIS) e il malleolo mediale, attraverso l'articolazione del ginocchio;
- Larghezza della caviglia (destra e sinistra) [mm]: La larghezza della caviglia è la distanza tra i malleoli;
- Larghezza del ginocchio (destro e sinistro) [mm]: è la distanza tra gli epicondili femorali laterali e mediali. Misurare questa distanza con il soggetto in piedi;
- Distanza ASIS-ASIS [mm]: è la distanza tra la spina iliaca anteriore sinistra e la spina iliaca anteriore destra.

2.2.1 Posizionamento dei marker

I marker sono applicati direttamente sulla cute del soggetto in aree che presentano un movimento minimo della pelle, riducendo così gli artefatti da tessuto molle. Il loro posizionamento richiede particolare attenzione per garantire ripetibilità e affidabilità. Il set di marker proposto prevede l'utilizzo di marker passivi con un diametro di circa 14 mm, dotati di superficie riflettente. Seguendo il protocollo Plug-in-Gait, sono stati posizionati sull'arto inferiore destro e sul torace (Figura 14, 15, 13).

- Bacino:
 - **LASI**, spina iliaca anteriore sinistra, il marker deve essere posizionato esattamente sopra la spina iliaca anteriore sinistra;
 - **RASI**, spina iliaca anteriore destra, il marker deve essere posizionato esattamente sopra la spina iliaca anteriore destra;
 - **LPSI**, spina iliaca posteriore sinistra, il marker deve essere posizionato esattamente sotto le articolazioni sacro-iliache, nel punto in cui la spina si unisce al bacino;
 - **RPSI**, spina iliaca posteriore destra, il marker deve essere posizionato esattamente sotto le articolazioni sacro-iliache, nel punto in cui la spina si unisce al bacino.

- Gamba destra:
 - **RTHI**, coscia destra, il marker deve essere posizionato a 1/3 della superficie laterale inferiore della coscia destra, allineato al piano che contiene i centri articolari dell'anca e del ginocchio e l'asse di flesso/estensione del ginocchio;
 - **RKNE**, ginocchio destro, il marker deve essere posizionato lungo l'asse di flesso-estensione del ginocchio destro. Per individuare con precisione il punto in cui posizionare il marker, si chiede al soggetto di flettere ed estendere passivamente il ginocchio, osservando il movimento della pelle sulla superficie laterale dell'articolazione. Bisogna identificare il punto in cui l'asse del ginocchio attraversa il lato laterale dell'articolazione, trovando la zona cutanea laterale che rimane il più possibile stabile rispetto alla coscia;
 - **RTIB**, tibia destra, il marker deve essere posizionato a 1/3 della superficie inferiore della gamba destra. Deve trovarsi nel piano che contiene i centri dell'articolazione del ginocchio e della caviglia;
 - **RANK**, caviglia destra, il marker deve essere posizionato sul malleolo laterale lungo una linea immaginaria che passa attraverso l'asse transmalleolare.

- Piede destro
 - **RTOE**, piede destro, il marker deve essere posizionato sopra la seconda testa metatarsale destra;
 - **RHEE**, tallone destro, il marker deve essere posizionato sul calcagno destro, in modo che la linea che lo collega al marker dell'avampiede corrisponda all'asse longitudinale del piede.

- Torace

- **C7**, settima vertebra cervicale, il marker deve essere posizionato sul processo spinoso della settima vertebra cervicale, il processo spinale più evidente sulla parte posteriore del collo. Per posizionarlo si chiede al soggetto di inclinare la testa in avanti per individuare la vertebra C7, quindi si posiziona il marker, dopo che il soggetto ha riportato la testa in posizione eretta;
- **T10**, decima vertebra toracica, il marker deve essere posizionato sul processo spinoso della decima vertebra toracica. Per individuare la posizione del marker, si inizia localizzando l'angolo inferiore della scapola. Da questo punto, ci si sposta orizzontalmente verso la colonna vertebrale per identificare la vertebra T7. Successivamente, si chiede al soggetto di piegarsi in avanti e si contano i processi spinosi fino a raggiungere la vertebra T10;
- **CLAV**, clavicola, il marker va posizionato sull'incavo giugulare dove le clavicole incontrano lo sterno. Deve essere posizionato sull'osso e non nell'incavo della giugulare;
- **STRN**, sterno, il marker deve essere posizionato sull'osso appena sopra il processo Xifoideo.



Figura 13: *Posizionamento marker (vista laterale)*

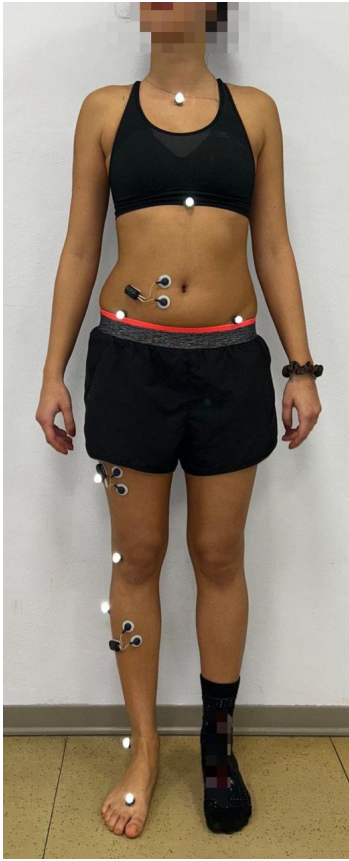


Figura 14: *Posizionamento dei marker (vista frontale anteriore)*

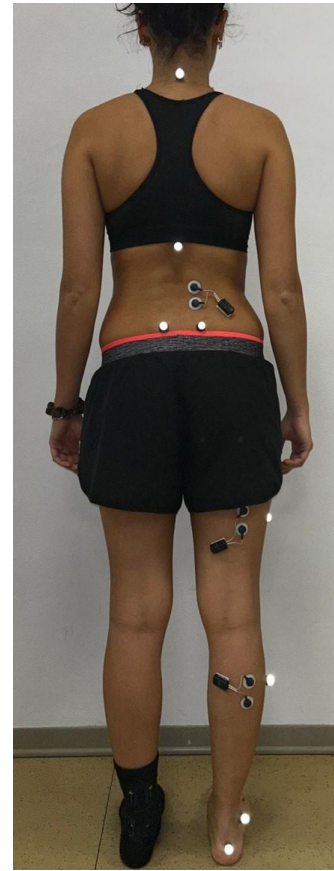


Figura 15: *Posizionamento dei marker (vista frontale posteriore)*

Prova statica: questo passaggio consente una calibrazione del sistema. Si esegue una registrazione con il soggetto fermo in posizione eretta. La prova permette di determinare la posizione di tutti i centri articolari, così da poter definire i sistemi di riferimento locali, solidali a ciascun segmento corporeo. La prova statica fornisce, come output, le posizioni dei marker nel sistema di riferimento (x, y, z) . Queste serviranno per effettuare lo scaling del modello biomeccanico del Vicon.

Prova dinamica: è la prova vera e propria di movimento. L'output della prova dinamica è costituito dalle traiettorie dei marker nel tempo, nel sistema di riferimento (x, y, z) . Queste verranno utilizzate come input per il modello biomeccanico del Vicon per il calcolo della cinematica inversa. L'output della prova dinamica include anche le reazioni vincolari, misurate tramite la pedana dinamometrica; insieme ai risultati della cinematica inversa, queste ultime sono necessarie per il calcolo della dinamica inversa.

Registrazione EMG: con la registrazione del segnale EMG è possibile fare una valutazione sull'attività dei muscoli degli arti inferiori. Sono stati valutati il tibiale anteriore, il gastrocnemio laterale, il bicipite femorale, il retto femorale, il retto addominale e l'erettore spinale.

2.2.2 Calcolo dei sistemi di riferimento locali e dei centri articolari

Ogni segmento corporeo è caratterizzato da un sistema di riferimento locale, che può essere definito utilizzando la posizione di almeno tre marker non allineati nello spazio tridimensionale. I segmenti corporei di interesse sono il bacino, la coscia e la gamba destra e il piede destro, supposti rigidi. Le articolazioni associate a questi segmenti sono l'articolazione di anca, di ginocchio e di caviglia.

Nella guida di riferimento del Plug in Gait[23] si trova un paragrafo che descrive il calcolo dei cosiddetti "valori fissi", necessari per determinare i vettori di offset dei due centri articolari dell'anca (RHJC e LHJC). Sulla base delle misure delle gambe destra e sinistra di ciascun soggetto, sono stati calcolati:

- $LAsisTrocdist = 0.1288 * LLegLength - 48.56$;
- $RAsisTrocdist = 0.1288 * RLength - 48.56$;
- $C = MeanLegLength * 0.115 - 15.3$;
- *InterAsisdistance*, calcolata come la distanza media tra i marker LASI e RASI per ogni frame del tracciato;
- *aa* è la metà della *InterAsisdistance*;
- *mm* è il raggio del marker.

Questi valori vengono utilizzati per calcolare i vettori di offset per i due centri articolari dell'anca (*Right Hip Joint Centre*, RHJC, e *Left Hip Joint Centre*, LHJC):

- $X = C * \cos\theta * \sin\beta - (AsisTrocdist + mm) * \cos\beta$;
- $Y = -(C * \sin\theta) - aa$;
- $Z = -C * \cos\theta * \cos\beta - (AsisTrocdist + mm) * \sin\beta$.

Dove $\theta = 0.5$ radianti e $\beta = 0.314$ radianti.

Gli offset di ginocchio e di caviglia vengono calcolati sommando metà dello spessore dell'articolazione misurata al raggio del marker, al fine di ottenere la distanza tra il punto centrale del marker e il centro dell'articolazione.[23]

```
% X
RHJC(1,1) = (C*cos(theta)*sin(beta)) - ((R_Asis_Troc_dist + mm)*cos(beta));
LHJC(1,1) = (C*cos(theta)*sin(beta)) - ((L_Asis_Troc_dist + mm)*cos(beta));

% Y
RHJC(1,2) = (C*sin(theta)-aa);
LHJC(1,2) = -(C*sin(theta)-aa);

% Z
RHJC(1,3) = (-C*cos(theta)*cos(beta)) - ((R_Asis_Troc_dist + mm)*sin(beta));
LHJC(1,3) = (-C*cos(theta)*cos(beta)) - ((L_Asis_Troc_dist + mm)*sin(beta));

% offset di ginocchio e caviglia (destra)
R_KneeOffset = 0.5*R_Knee_width + mm;
R_AnkleOffset = 0.5*R_Ankle_width + mm;
L_KneeOffset = 0.5*L_Knee_width + mm;
L_AnkleOffset = 0.5*L_Ankle_width + mm;
```

Figura 16: Calcolo su Matlab degli offset dei centri articolari dell'anca, di ginocchio e di caviglia.

Pertanto, il centro di articolazione d'anca (HJC) è posizionato all'origine del sistema di riferimento locale del bacino, il centro dell'articolazione del ginocchio (KJC) si trova all'origine del sistema di riferimento locale della coscia e il centro dell'articolazione della caviglia (AJC) è posto all'origine del sistema di riferimento locale della gamba.

Per quanto riguarda il sistema di riferimento locale, si riporta come esempio esplicativo il calcolo del sistema di riferimento locale riferito al bacino. Per prima cosa, viene definito il sistema di coordinate del segmento del bacino a partire dai marker situati nella zona lombare. L'origine è considerata il punto medio dei due marker dell'ASIS. L'asse dominante, che viene preso come asse Y, è la direzione che va dal marker ASIS destro al marker ASIS sinistro. L'asse secondario, invece, è la direzione che va dal marker SACR al marker ASIS destro.[23]

```
% Pelvi
cPoint = (LPSI+RPSI)./2; % posizione del marker SACR

pelvis_Yaxis = LASI - RASI; % asse Y, asse dominante, va dal marker RASI al LASI
Xaxis = cross(pelvis_Yaxis,cross(pelvis_Yaxis,cPoint-RASI)); % asse secondario

pelvis_Xaxis = Xaxis./((sum((Xaxis.^2),2)).^0.5); % normalizza il vettore Xaxis
pelvic_Origin = (LASI+RASI)./2; % origine
```

Figura 17: *Calcolo del sistema di riferimento Pelvi su Matlab*

La direzione Z è generalmente orientata verso l'alto, mentre l'asse X è generalmente orientato in avanti[23], come mostrato in Figura 18:

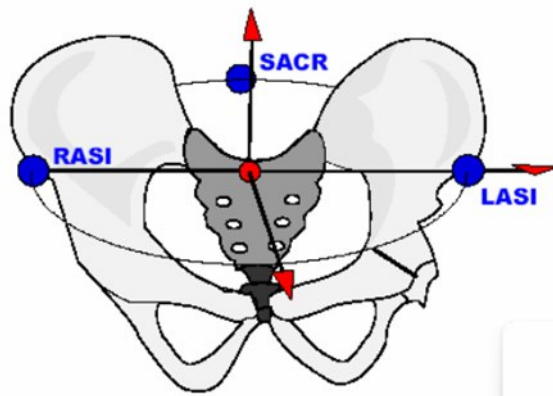


Figura 18: *Visualizzazione del sistema di riferimento locale per il segmento del bacino*

2.3 Procedura di calcolo della cinematica

La cinematica inversa, calcolata tramite il modello biomeccanico Vicon, utilizza le traiettorie dei marker (x, y, z) ottenute durante la prova dinamica. Questo consente di ottenere gli angoli articolari, determinati dalle rotazioni relative tra i segmenti corporei.

Gli angoli di Eulero sono stati utilizzati per descrivere le rotazioni relative di un segmento rispetto ad un altro segmento di riferimento in uno spazio tridimensionale.[24] Gli angoli euleriani sono definiti da tre rotazioni successive che determinano l'orientazione finale rispetto a un sistema di riferimento iniziale. Una variante degli angoli euleriani sono gli angoli ortopedici, che presentano la stessa definizione ma sono esplicitamente riferiti ai piani anatomici. In questo caso, si parla di flessione, adduzione e rotazione interna. Il sistema di riferimento globale è un sistema cartesiano destrorso, definito dagli assi X, Y e Z. Per alcuni segmenti, il sistema di riferimento locale coincide con quello globale, in particolare:

- Per il bacino, il sistema di riferimento coincide con quello assoluto;
- Per la coscia, il sistema di riferimento è locale ed è quello definito sul bacino;
- Per la gamba il sistema di riferimento è locale ed è quello definito sulla coscia;
- Per il piede, il sistema di riferimento è locale ed è quello definito sulla gamba.

Facendo riferimento agli angoli ortopedici, le tre rotazioni successive vengono definite partendo dal sistema assoluto e sono rappresentate nella Figura 19:

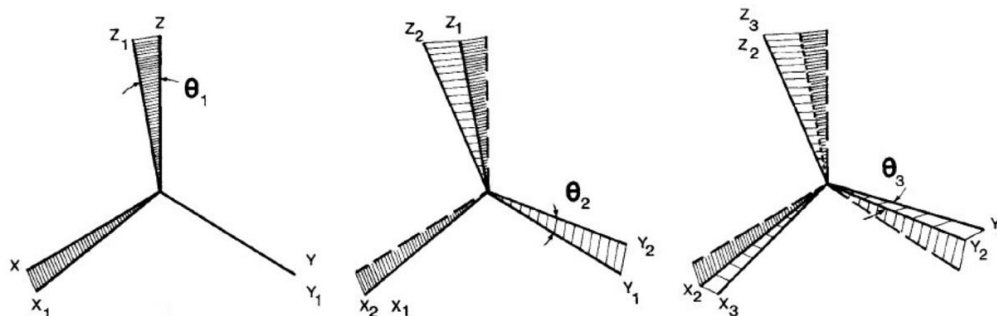


Figura 19: Sequenza delle tre rotazioni successive.[24]

- La rotazione di θ_1 rispetto all'asse Y corrisponde alla flessione-estensione; gli assi del nuovo orientamento diventano X_1, Y_1, Z_1 .
- La rotazione di θ_2 rispetto all'asse X_1 corrisponde all'abduzione/adduzione; gli assi del nuovo orientamento diventano X_2, Y_2, Z_2 .

- La rotazione di θ_3 rispetto all'asse Z_2 corrisponde alla rotazione interna/esterna; gli assi del nuovo orientamento diventano X_3, Y_3, Z_3 .

Gli angoli ortopedici specificano l'orientazione del segmento distale rispetto al riferimento prossimale, da questo si definisce una matrice di rotazione che fa passare dall'orientazione $[IJK]$ riferita al sistema assoluto di laboratorio (XYZ) all'orientazione finale $I_3J_3K_3$ riferita al sistema locale distale del segmento, ovvero alla configurazione finale.

```

% angolo tra pelvi e femore destro
Traj = obj.m_Nexus.GetTrajectory( ELabel.RHipAngles );
if( ~isa( Traj, 'NullTrajectory' ) )
    aPoint = [ nan; nan; nan ];
    if( obj.m_Pelvis.HasData() && obj.m_RightFemur.HasData() )
        AnAngle = obj.m_Pelvis.OrthopaedicAngleTo( Frame, obj.m_RightFemur );
        if( sum( abs( AnAngle ) ) > eps('single') )
            AnAngle = AnAngle .* [ -1; 1; 1 ]; % Right_Hip (-Y) (X) (Z)
            AnAngle = Vicon.RotationConversion.WrapEulerTo( AnAngle, obj.m_LastRightHipAngle );
            obj.m_LastRightHipAngle = AnAngle;
            aPoint = AnAngle;
        end
    end
    Traj.SetPoint( Frame, aPoint );
end

```

Figura 20: Pezzo di codice Matlab che calcola la rotazione tra pelvi (segmento fisso) e femore destro (segmento mobile).

Gli angoli articolari che si ottengono dalle matrici di trasformazione sono riferiti a sistemi di riferimento diversi:

- Gli angoli di rotazione di tronco, bacino e piede sono angoli assoluti, riferiti al sistema di riferimento assoluto di laboratorio;
- Gli angoli di rotazione di anca, ginocchio e caviglia sono angoli relativi (ad esempio l'angolo di rotazione dell'anca rappresenta la rotazione della coscia rispetto al bacino); sono riferiti al sistema di riferimento locale.

Gli angoli assoluti sono misurati rispetto agli assi del laboratorio, con l'asse sagittale e l'asse trasversale selezionati automaticamente in base alla direzione di spostamento del soggetto. Nel sistema Plug-in Gait, l'asse del laboratorio che è più vicino alla direzione di avanzamento del soggetto viene denominato asse sagittale di laboratorio.[23]

L'analisi dei momenti articolari lungo l'asse X consente di studiare i movimenti di flesso-estensione delle principali articolazioni degli arti inferiori, ovvero anca, ginocchio e caviglia:

- Momento dell'anca lungo l'asse X indica un movimento di flesso-estensione: un segno positivo corrisponde a una flessione, mentre un segno negativo indica un'estensione;
- Momento del ginocchio lungo l'asse X indica un movimento di flesso-estensione: un segno positivo corrisponde a una flessione del ginocchio, mentre un segno negativo indica un'estensione;
- Momento della caviglia lungo l'asse X indica un movimento di dorsi-plantar flessione: un segno positivo corrisponde a una dorsiflessione della caviglia, mentre un segno negativo indica una plantar flessione.[23]

La seguente tabella elenca le variabili cinematiche calcolate da Plug-in Gait:

Rotazione angolare	Descrizione
Flesso-estensione Anca (Relativo)	La flessione dell'anca viene calcolata rispetto a un asse parallelo all'asse trasversale del bacino che attraversa il centro dell'articolazione dell'anca. L'asse sagittale della coscia viene proiettato sul piano perpendicolare a tale asse di flessione. La flessione dell'anca è definita come l'angolo tra l'asse sagittale proiettato della coscia e l'asse sagittale del bacino. Un valore positivo dell'angolo di flessione indica che il ginocchio si trova davanti al corpo.
Flesso-estensione Ginocchio (Relativo)	L'asse sagittale della gamba è proiettato sul piano perpendicolare all'asse di flessione del ginocchio. La flessione del ginocchio è definita come l'angolo, in tale piano, compreso tra questa proiezione e l'asse sagittale della coscia. Un angolo positivo indica una posizione di ginocchio flesso.
Dorsi-plantar flessione Caviglia (Relativo)	Il vettore del piede viene proiettato sul piano sagittale del piede. L'angolo compreso tra il vettore del piede e l'asse sagittale della gamba rappresenta la flessione dorsale o plantare del piede. Un valore positivo indica una dorsiflessione.
Flesso-estensione Spina (Relativo)	La flessione della colonna vertebrale è definita come l'angolo compreso tra l'asse sagittale del torace e l'asse sagittale della pelvi, calcolato attorno all'asse trasversale fisso della pelvi. Un valore positivo dell'angolo indica che il torace è inclinato in avanti.

Tabella 2: *Tabella angoli articolari.*

3 Capitolo 3: Elettromiografia (EMG)

L'elettromiografia è una tecnica che permette di analizzare i comportamenti motori sia intenzionali che automatici. Consiste nel rilevamento e nell'analisi dell'elettromiogramma, ovvero il potenziale elettrico generato dai muscoli durante le contrazioni. Questi potenziali riflettono l'attività delle unità funzionali del sistema neuromuscolare, ovvero le unità motorie.[25]

3.1 Unità motoria

L'unità motoria è l'unità funzionale del muscolo. Rappresenta l'elemento attraverso il quale il sistema nervoso centrale controlla il movimento, convertendo gli input sensoriali e neurali discendenti in forze muscolari. Agisce come un trasduttore neuromeccanico ed è costituita da due componenti principali: il motoneurone e le fibre muscolari che esso innerva.[26] Le unità motorie non hanno la stessa dimensione in tutti i muscoli dell'organismo; in alcuni muscoli sono costituite da molte fibre muscolari (fino a 1700), in altri da pochissime fibre muscolari (6 o 7 soltanto). Ad un più elevato numero di unità motorie, in relazione al numero totale di fibre muscolari, corrisponde una migliore modulazione della capacità contrattile del muscolo.[27]

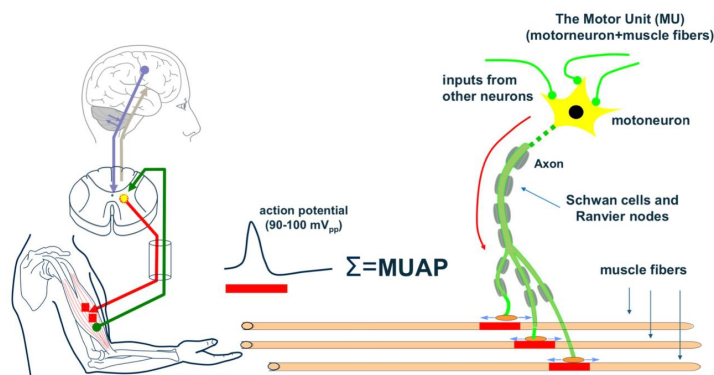


Figura 21: Unità motoria (MU). Dal midollo spinale partono i motoneuroni, e, dirigendosi verso la periferia del sistema, innervano un certo numero di fibre muscolari formando le giunzioni neuromuscolari. Qui, l'impulso elettrico generato dal sistema nervoso e trasmesso lungo l'assone del motoneurone viene convertito in un segnale chimico, che innesca la risposta elettrica e meccanica del muscolo.[28]

La somma dei potenziali d'azione generati dalle singole fibre muscolari di una stessa unità motoria è definita potenziale d'azione dell'unità motoria (MUAP) ed è responsabile della contrazione muscolare. L'intensità della forza muscolare dipende dal numero di unità motorie attive e dalla frequenza di scarica delle unità attive. Questi due meccanismi sono noti rispettivamente come sommazione spaziale e sommazione temporale dei potenziali d'azione delle unità motorie.[25]

3.2 Attivazione muscolare nel controllo posturale

I muscoli sono gli organi destinati a mantenere l'equilibrio nella stazione eretta regolando la proiezione del centro di gravità entro la superficie di appoggio, a mantenere la postura di una parte qualsiasi del corpo, a promuovere gli spostamenti del corpo o di una sua parte, opponendosi agli effetti della gravità. L'azione muscolare è modulata e coordinata continuamente da complessi meccanismi del sistema nervoso centrale. Quest'ultimo è così responsabile del tono muscolare, cioè della leggera tensione che i muscoli striati presentano a riposo. È la tensione dei muscoli che garantisce il corretto mantenimento delle posizioni relative delle parti del corpo e si oppone ad eventuali modifiche passive di queste posizioni.[27] La stabilità posturale si ottiene attraverso un'interazione dinamica tra i muscoli del tronco, dell'anca, del ginocchio e della caviglia. Diversi studi evidenziano che la debolezza muscolare può provocare instabilità posturale, aumentando così il rischio di cadute a causa della ridotta capacità di stabilizzare le articolazioni. Pertanto, è fondamentale considerare la forza muscolare prima di valutare l'equilibrio.[29] Il corretto posizionamento degli elettrodi sui ventri muscolari di interesse è stato effettuato seguendo le raccomandazioni indicate nelle linee guida internazionali *Surface Electromyography for the Non-Invasive Assessment of Muscles* (SENIAM).

L'attività EMG è stata registrata da sei muscoli: erettore spinale lungo, retto addominale, retto femorale, bicipite femorale, gastrocnemio e tibiale anteriore.

3.2.1 Muscoli analizzati

1. **Tibiale anteriore:** è un dorsiflessore del piede e agisce a livello dell'articolazione della caviglia. È anche responsabile della rotazione interna del piede. Questo muscolo stabilizza la caviglia durante la camminata, contribuendo a mantenere la stabilità quando il piede tocca il suolo e aiutando a sollevarlo nella fase di avanzamento.[30]
2. **Gastrocnemio laterale:** chiamato anche polpaccio, è un potente muscolo posto nella parte posteriore della gamba. È il principale flessore plantare dell'articolazione della caviglia. Provvede a fornire la forza propulsiva per la locomozione. Poiché incrocia l'articolazione di ginocchio, il gastrocnemio è anche un potente flessore di questa articolazione.[30]
3. **Retto femorale:** muscolo flessore dell'anca ed estensore del ginocchio.
4. **Bicipite femorale:** permette la flessione e rotazione esterna del ginocchio. Contribuisce anche all'estensione e alla rotazione esterna dell'anca.
5. **Retto addominale:** permette la flessione del tronco sulle pelvi.
6. **Erettore spinale lungo:** questo muscolo consente l'estensione del tronco rispetto alle pelvi e contribuisce al mantenimento della posizione eretta.

Muscolo	Procedura di posizionamento elettrodi
Tibiale anteriore	<ul style="list-style-type: none"> - Posizione di partenza: in posizione supina o seduta. - Posizione elettrodi: devono essere posizionati a 1/3 prossimale sulla linea che congiunge la testa della fibula e il punto più pronunciato del malleolo mediale. - Orientamento elettrodi: in direzione della linea tra la punta del perone e la punta del malleolo mediale. - Per identificare il ventre muscolare del tibiale anteriore è stato utilizzato un test basato sulla dorsiflessione della caviglia.
Gastrocnemio laterale	<ul style="list-style-type: none"> - Posizione di partenza: soggetto sdraiato sulla pancia con la faccia giù, il ginocchio esteso e il piede sporgente sopra l'estremità del tavolo. - Posizione elettrodi: devono essere posizionati a 1/3 prossimale della linea che congiunge la testa della fibula e il calcagno, più precisamente nel punto più sporgente. - Orientamento elettrodi: in direzione della linea tra la testa del perone e il tallone. - Il test funzionale per identificare il ventre muscolare del gastrocnemio laterale è la flessione plantare della caviglia.
Retto femorale	<ul style="list-style-type: none"> - Posizione di partenza: soggetto seduto su un tavolo con le ginocchia leggermente piegate e la parte superiore del corpo leggermente piegata all'indietro. - Posizione elettrodi: devono essere posizionati al 50% sulla linea che congiunge la spina iliaca anteriore superiore alla parte superiore della rotula. - Orientamento elettrodi: in direzione della linea che va dalla spina iliaca anteriore superiore alla parte superiore della rotula. - Il test funzionale per identificare il ventre muscolare del retto femorale è l'estensione del ginocchio.

Muscolo	Procedura di posizionamento elettrodi
Bicipite femorale	<ul style="list-style-type: none"> - Posizione di partenza: soggetto sdraiato sul ventre con la faccia rivolta verso il basso e la coscia appoggiata sul tavolo, le ginocchia piegate (a meno di 90°) con la coscia in leggera rotazione laterale e la gamba in leggera rotazione laterale rispetto alla coscia. - Posizione elettrodi: devono essere posizionati al 50% sulla linea tra la tuberosità ischiatica e la testa della fibula. - Orientamento elettrodi: in direzione della linea tra la tuberosità ischiatica e l'epicondilo laterale della tibia. - Il test funzionale per identificare il ventre muscolare del bicipite femorale è la flessione del ginocchio.
Retto addominale	<ul style="list-style-type: none"> - Posizione di partenza: posizione supina. - Posizione elettrodi: devono essere posizionati 2 cm lateralmente e caudalmente all'ombelico. - Orientamento elettrodi: verticale. - Il retto addominale ha dimostrato la massima attività nella flessione del tronco.
Erettore spinale lungo	<ul style="list-style-type: none"> - Posizione di partenza: pronazione con le colonne vertebrali lombari leggermente piegate. - Posizione elettrodi: devono essere posizionati 2 dita lateralmente (a sinistra) dal processo spinoso della vertebra L1. - Orientamento elettrodi: verticale - Il test funzionale eseguito consiste nell'estensione del busto.

Tabella 3: *Procedura per il posizionamento degli elettrodi sui i muscoli analizzati*



Figura 22: *Posizionamento elettrodi sulla cute del soggetto. Sono mostrati gli elettrodi applicati sul tibiale anteriore, sul retto femorale e sul retto addominale.*



Figura 23: *Posizionamento elettrodi sulla cute del soggetto. Sono mostrati gli elettrodi applicati sul gastrocnemio laterale, sul bicipite femorale e sull'ereettore spinale.*

3.3 Segnale EMG

Il segnale EMG viene generato dall'eccitabilità della membrana cellulare, dovuta alla diversa concentrazione ionica presente sui due lati della membrana. Questa differenza crea una differenza di potenziale negativa tra l'interno e l'esterno della cellula. Negli assoni, le variazioni più significative di concentrazione riguardano principalmente gli ioni potassio K^+ e gli ioni sodio Na^+ .

Questo squilibrio ionico provoca un leggero eccesso di cariche negative all'interno della cellula, determinando così una differenza di potenziale attraverso la membrana di circa -70 mV. Uno stimolo capace di portare questa differenza di potenziale a un valore di almeno -40 mV permette di depolarizzare la membrana e generare il potenziale d'azione. Il trasferimento di potenziale elettrico lungo l'assone è all'origine della contrazione muscolare.[28]

I potenziali d'azione delle fibre muscolari sono relativamente facili da misurare, rendendo i motoneuroni le uniche cellule del sistema nervoso centrale per le quali è possibile quantificare facilmente i tempi di scarica dei potenziali d'azione nell'uomo. Analizzare come varia la scarica delle unità motorie, in risposta agli input e alle caratteristiche dei motoneuroni e delle fibre muscolari, può fornire una comprensione dettagliata della struttura e del funzionamento dei comandi motori, sia in condizioni normali che patologiche. Il numero di fibre muscolari per unità motoria influisce sulla precisione del controllo motorio di un muscolo; poiché l'ampiezza del segnale EMG aumenta con il numero di unità motorie coinvolte in un'azione, grazie all'elettromiografia è possibile analizzare il funzionamento di uno o più muscoli attraverso i potenziali elettrici che si sviluppano in esso durante la contrazione.[26]

3.3.1 Monitoraggio EMG ed elettrodi

Il segnale EMG può essere rilevato direttamente, inserendo elettrodi nel tessuto muscolare, oppure indirettamente, mediante elettrodi di superficie posizionati sulla pelle in corrispondenza del muscolo da esaminare. L'EMG di superficie fornisce spesso informazioni sull'attivazione muscolare, come l'intensità della contrazione, la manifestazione dell'affaticamento muscolare a livello mioelettrico e il reclutamento delle unità motorie. Utilizzando elettrodi posizionati sulla superficie della pelle o inseriti nel tessuto muscolare, è possibile studiare come i comandi nervosi si traducano in attivazione muscolare. Per ovvi motivi, l'uso di elettrodi di superficie è diventato più comune nelle applicazioni cliniche.[25]

Un'interfaccia elettrodo-pelle stabile garantisce un elevato rapporto segnale/rumore (ad esempio, l'ampiezza dell'EMG supera quella del rumore), riduce l'interferenza della rete elettrica nelle derivazioni bipolari (a frequenze di 50 Hz o 60 Hz e relative armoniche) e attenua gli artefatti causati dai movimenti del corpo.[25]

Le dimensioni degli elettrodi di superficie variano da alcuni millimetri a qualche centimetro di diametro o lunghezza, a seconda che siano circolari o rettangolari. Considerando un singolo elettrodo di superficie come una serie di elettrodi puntiformi distribuiti sulla sua area di contatto con la pelle, il potenziale rilevato è la media dei potenziali registrati da ciascuno di questi punti. Per questo motivo, più un elettrodo è grande, più informazioni si perdono dall'EMG di superficie rilevato. La dimensione degli elettrodi è correlata anche alle dimensioni del muscolo da esaminare.

La pulizia della pelle è utile per ottenere registrazioni EMG con bassi livelli di rumore. Un'adeguata preparazione della pelle garantisce la rimozione di peli e di strati cutanei sfaldati, riducendo così l'impedenza nell'interfaccia elettrodo-pelle. Per la pulizia della pelle si considerano spesso la rasatura, la bagnatura e lo sfregamento con alcol, acetone o etere.[25]



Figura 24: *Elettrodi utilizzati per le prove sperimentali.*

4 Capitolo 4: Strumentazione utilizzata

4.1 Sistemi Motion Capture

Per analizzare e studiare il movimento, esistono diversi strumenti in grado di rilevare i movimenti articolari, noti come sistemi di Motion Capture. Questi sistemi possono essere utilizzati per l'analisi del movimento nello sport [31], in ambito clinico/riabilitativo [32] e per la ricerca scientifica. In ambito scientifico, il Motion Capture è utilizzato per studiare le relazioni tra parametri e osservarne le variazioni. I sistemi di analisi possono essere ottici oppure non ottici:

- i sistemi ottici utilizzano un set di telecamere e possono essere con o senza marker. I sistemi ottici con marker utilizzano telecamere sincronizzate per rilevare i marker posizionati in punti strategici sul corpo, con l'obiettivo di ricostruire la posizione e il movimento di un soggetto in ogni istante.[33]
- i sistemi non ottici non utilizzano le telecamere e questi comprendono i sistemi ottici, i sistemi magnetici e i sistemi meccanici.

I sistemi ottici marker-based sfruttano dei marker posizionati con del nastro biadesivo su punti specifici della superficie corporea. I marker sono visibili nell'infrarosso e consentono di seguire nel tempo la traiettoria dei punti di repere. I marker possono essere:

- *Attivi*: hanno una sorgente luminosa intrinseca capace di essere rilevata dal sistema optoelettronico di telecamere. Necessitano di essere alimentati via cavo, pertanto potrebbero comportare problemi di ingombro a causa delle loro dimensioni;
- *Passivi*: solitamente si preferisce utilizzare questi marker, che sono del tutto privi di alimentazione e fili di collegamento. Come mostrato in Figura 25, il marker consiste in un supporto ricoperto da una pellicola retro-riflettente. La radiazione emessa è generalmente nell'infrarosso vicino (NIR).



Figura 25: *Esempio di marker passivo*

Un sistema di Motion Capture è rappresentato dal sistema VICON che consente di ottenere con precisione le posizioni nello spazio tridimensionale dei marker posizionati sul soggetto.

4.1.1 Sistema VICON

VICON è un sistema di acquisizione di tipo optoelettronico che, in combinazione al software Nexus, permette di acquisire e analizzare i parametri spazio-temporali, cinematici, dinamici e i segnali elettromiografici durante il movimento. I principali componenti hardware includono: camere a infrarossi, camere video, pedane dinamometriche, sonde per l'acquisizione del segnale EMG e l'Active Wand.

Il sistema VICON è uno strumento di motion tracking molto utilizzato nei laboratori di ricerca.

È progettato e validato clinicamente per l'analisi dell'equilibrio posturale e del cammino. VICON analizza la posizione dei marker nei punti di reperi del soggetto per ricostruire il movimento, per fornire i dati necessari alla sua analisi e per misurare le forze del terreno mentre il soggetto esegue dei compiti motori.

In questo lavoro di tesi, poiché vengono utilizzati marker passivi, le telecamere utilizzate per riprendere il soggetto all'interno del volume di motion capture devono essere a infrarossi. Le telecamere, posizionate intorno allo spazio di rilevamento, operano con una frequenza di campionamento pari a 100 Hz per l'acquisizione dei dati. Per ricostruire le coordinate 3D dei marker sono necessarie almeno due telecamere, ma in genere nello spazio VICON vengono posizionate una dozzina di telecamere per essere certi che, in qualsiasi momento, almeno due telecamere possano catturare la luce riflettente di ciascun marker ed evitare l'occlusione. Prima dell'esecuzione della prova, le telecamere a infrarossi devono essere calibrate.

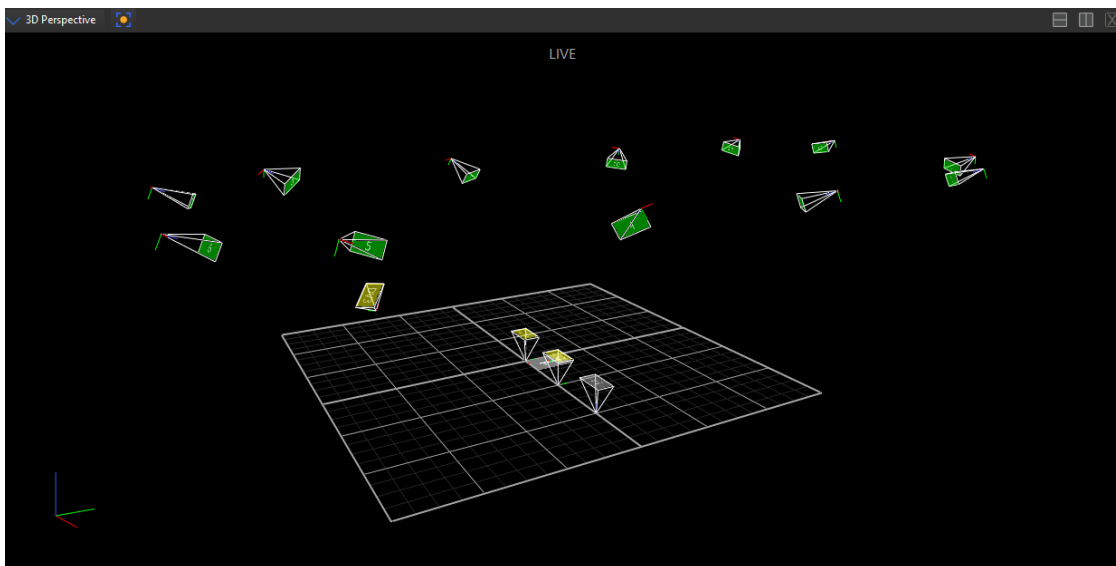


Figura 26: *Interfaccia Vicon che mostra il posizionamento delle telecamere nel laboratorio di analisi del movimento del Politecnico di Torino*

Per effettuare un'analisi del movimento con questo sistema, è necessario prima eseguire una calibrazione del sistema.

Calibrazione del sistema: si divide in calibrazione *statica* e calibrazione *dinamica*. Prima di queste calibrazioni viene eseguito il *mascheramento delle camere*, una procedura che elimina i riflessi indesiderati che potrebbero interferire con l'acquisizione dei marker. La calibrazione dinamica è necessaria per definire la posizione reciproca delle telecamere nello spazio di motion capture VICON e richiede l'uso di un dispositivo chiamato Active Wand, mostrato in Figura 27, una bacchetta composta da diversi marker LED attivi. La procedura consiste nel portare l'Active Wand all'interno del volume di cattura e muoverlo affinché rientri nel campo visivo delle telecamere. Le Active Wand sono progettate per fornire una dimensione di riferimento spaziale precisa e costante nel tempo. Sono realizzate per essere insensibili alle variazioni di temperatura e molto rigide, in modo da non subire deformazioni fisiche durante la calibrazione.



Figura 27: *Active Wand per il sistema VICON*

La calibrazione statica è necessaria per definire un sistema di riferimento globale all'interno del laboratorio e consiste nell'acquisire la posizione dell'Active Wand quando posizionata al centro delle due pedane di forza, come mostrato in Figura 28.

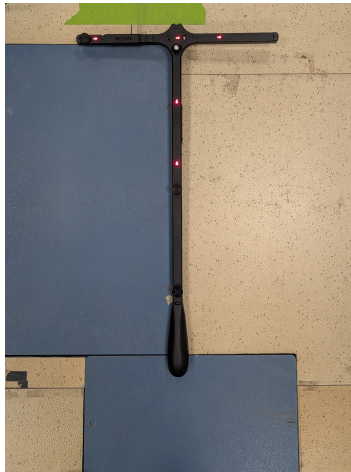


Figura 28: *Posizionamento dell'Active Wand per la calibrazione statica*

Il software richiede la definizione di un modello scheletrico di riferimento per l'identificazione (*labeling skeleton template*). Una volta stabilito il set di marker da applicare al corpo del soggetto, la struttura del modello non cambia. Di conseguenza, questa configurazione deve essere eseguita una sola volta per ogni tipo di marker set utilizzato. Per il posizionamento dei marker, è necessario garantirne almeno tre per segmento (per definire un piano) e posizionare marker sugli assi delle articolazioni.

Ogni volta che il soggetto cambia, è necessario definire alcuni parametri da fornire al software per calibrare il modello. Le informazioni, come l'altezza del soggetto, la lunghezza dei segmenti corporei e la distanza tra i marker, devono essere misurate prima della sessione.

Il modello fornisce informazioni fondamentali, come i nomi dei marker, la struttura scheletrica, le relazioni tra i marker e il tipo di articolazione. Per ottenere risultati accurati, il soggetto esegue una prova statica necessaria a definire queste caratteristiche. Questa fase deve essere ripetibile, garantendo l'assenza di elementi estranei nel volume VICON e la presenza esclusiva del soggetto da analizzare. La qualità dei risultati delle analisi successive dipende direttamente dalla precisione di questa procedura.

La creazione dello scheletro avviene attraverso diversi passaggi:

- **Creation of the subject node and preparation of the subject:** prevede la configurazione di una nuova sessione dedicata al soggetto, con una cartella in cui saranno memorizzati tutti i dati raccolti durante le prove;
- **Capturing and reconstruction of the marker set:** a tal fine, si acquisisce una breve prova statica, assicurandosi che il soggetto sia posizionato nella posa di base richiesta, e che tutti i marker siano visibili alle telecamere;
- **Addition of parameters to the labeling skeleton template:** questo non è un passaggio obbligatorio, ma aggiungere parametri come altezza, peso e lunghezza degli arti, può essere un metodo efficace per aumentare l'accuratezza dell'analisi futura;
- **Creation of the skeletal structure:** la struttura scheletrica ha lo scopo di definire come i marker si muovono gli uni rispetto agli altri, consentendo a Vicon Nexus di utilizzare queste informazioni per tracciare automaticamente i marker nel tempo;

- **Creation of the skeletal segments:** l'idea è di raggruppare i marker che si muovono in modo simile, ovvero quelli posizionati sullo stesso segmento corporeo. Un segmento è definito da almeno tre marker: uno rappresenta l'origine, uno definisce l'asse primario del segmento e uno l'asse secondario. In Figura 29 è mostrato un esempio di creazione del segmento delle pelvi.

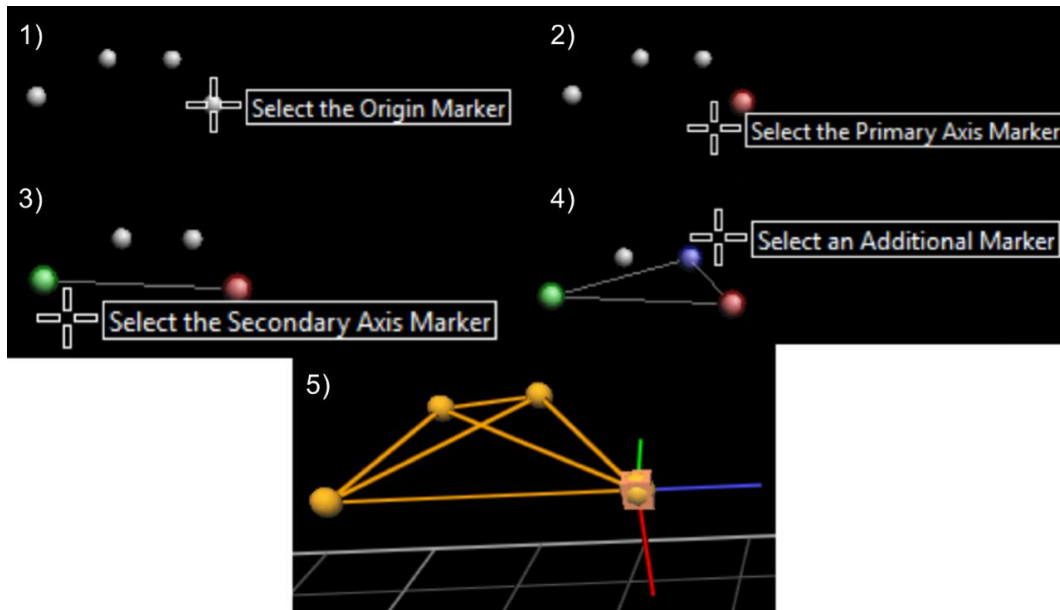


Figura 29: Creazione del segmento pelvi[34]. 1) Un singolo marker definisce la posizione di un punto. 2) Due marker definiscono una linea. 3) Tre marker non allineati definiscono un piano. 4) Quattro marker permettono di gestire eventuali marker mancanti e di costruire la struttura basandosi sui marker disponibili.

- **Assigning marker and segment properties:** come l'aggiunta di nomi di marker, la modifica di colori di marker, ecc...[34]

4.2 Pedana di forza

Per le prove è stata utilizzata la pedana di forza, mostrata in Figura 30, della serie BMS400600, prodotta da Advanced Mechanical Technology (AMTI).

La pedana di forza è uno strumento utilizzato per misurare la reazione vincolare esercitata tra i piedi del soggetto ed il terreno. È costituita da un piano rigido sostenuto da quattro celle di carico, posizionate agli angoli della pedana, che consentono di stimare le forze verticali esercitate dai piedi sul terreno[14], permettendo così di misurare il CoP sulla superficie d'appoggio. Quando il soggetto sale sulla pedana provoca una deformazione del piano e, di conseguenza, delle celle di carico. La pedana di forza utilizza la tecnologia degli estensimetri. Quando viene applicato un carico sulla superficie della pedana, si generano deformazioni che alterano la resistenza elettrica degli estensimetri, determinando una variazione nella tensione di uscita proporzionale alla forza applicata.[28]

In relazione alla deformazione subita, ciascuna cella fornisce in output un segnale elettrico proporzionale alla forza applicata su di essa per effetto del carico. La pedana misura le forze e i momenti lungo le tre direzioni: F_x , F_y , F_z , M_x , M_y , M_z .

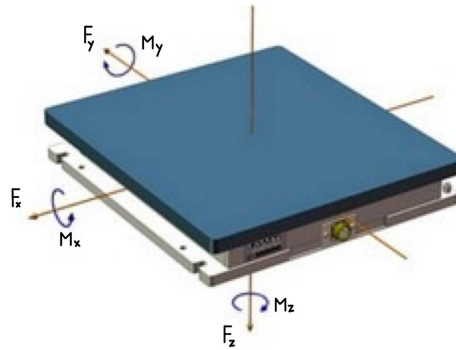


Figura 30: *Pedana di forza*

Come si può vedere in Figura 30, F_x , F_y e F_z sono le componenti della forza e agiscono lungo un sistema di coordinate ortogonali xyz . Le frecce indicano la direzione positiva della forza lungo ciascun asse, seguendo la regola della mano destra. M_x , M_y e M_z sono le tre componenti del momento e rappresentano le rotazioni attorno ai rispettivi assi x , y e z . I momenti positivi corrispondono a una rotazione in senso antiorario, come determinato dalla regola della mano destra.

4.3 EMG

Le tecniche elettromiografiche misurano l'attività elettrica dei muscoli durante il movimento. I segnali EMG sono ottenuti dalla sovrapposizione di più unità motorie che vengono reclutate per eseguire un determinato movimento. Per rilevare il tracciato EMG si utilizzano sensori di superficie (elettrodi), posizionati direttamente sulla pelle in corrispondenza del muscolo da indagare e che rilevano l'attività muscolare complessiva. Il tracciato EMG rappresenta l'andamento temporale dell'attività contrattile del muscolo, evidenziando i momenti di contrazione e di riposo. Nei periodi di riposo, il segnale mostra la linea di base, chiamata *baseline*.

Per il segnale EMG, il sistema Vicon consente la sincronizzazione con il sistema di acquisizione, permettendo di ottenere dati grezzi che possono essere successivamente elaborati con altri software, come Matlab.

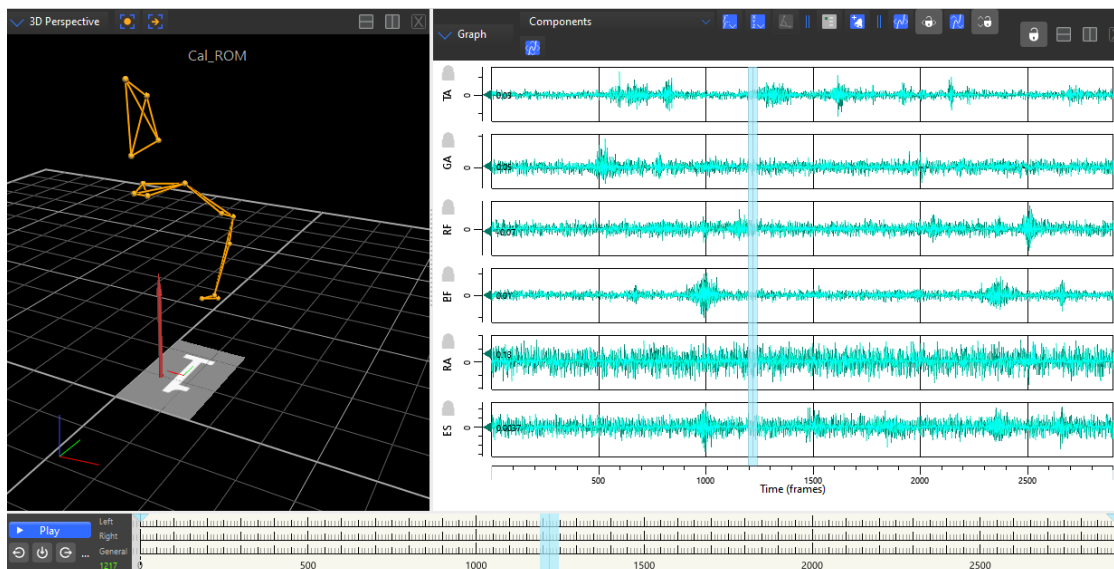


Figura 31: *Interfaccia Vicon che mostra il segnale EMG grezzo acquisito dai sei muscoli analizzati durante l'esecuzione della prova dinamica.*



Figura 32: *EMG*

Per garantire una corretta acquisizione del segnale, è necessario preparare adeguatamente la pelle prima di applicare gli elettrodi. Un passaggio fondamentale da effettuare è la pulizia della pelle degli strati più superficiali. Nel caso sia presente della peluria, questa andrà rimossa, in modo da garantire una corretta adesione degli elettrodi. La procedura prevede inoltre la pulizia della zona con alcool; prima di posizionare l'elettrodo, è importante attendere che l'alcool evapori completamente, lasciando la pelle asciutta.

Tra la cute e il modulo EMG è stato applicato del nastro biadesivo, come mostrato in Figura 33, per garantire una corretta adesione e stabilità durante la registrazione del segnale.



Figura 33: *Esempio di elettrodi ed EMG posizionati sul tibiale anteriore.*

4.4 Perturbation Generation Analysis System (PGAS)

La perturbazione elettromeccanica è stata applicata da un perturbatore pneumotronico (PGAS) progettato e costruito presso il Dipartimento di Ingegneria Meccanica e Aerospaziale (DIMEAS) del Politecnico di Torino. Tale dispositivo è stato realizzato per la generazione di perturbazioni meccaniche su soggetti umani, con l'obiettivo principale di analizzare le risposte posturali in soggetti normali e in specifiche coorti di pazienti.

Il test viene eseguito mentre il soggetto si trova su una piattaforma di forza e la valutazione della risposta si basa sul calcolo dello spostamento del CoP rispetto alla base di appoggio. L'operatore è tipicamente posizionato dietro il soggetto, come illustrato in Figura 34, per evitare azioni di controllo anticipate.[35] Tramite un pulsante, posizionato sul manico posteriore, viene generato un impulso di forza attraverso la movimentazione automatica del pistone dell'attuatore.

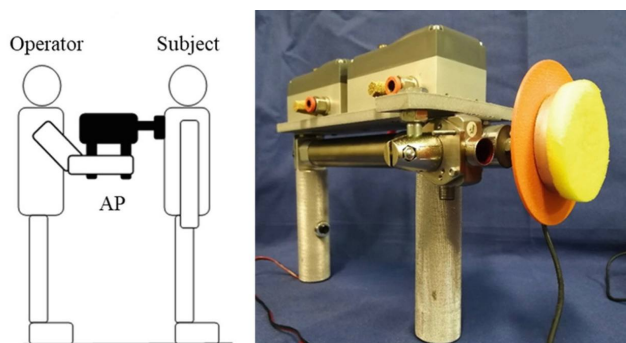


Figura 34: *Set-up di una prova (AP: perturbatore automatico).*

4.4.1 Componenti del PGAS

Il perturbatore è costituito da un attuatore pneumatico lineare a doppio effetto, montato su un telaio integrato dotato di due manici. Questi permettono all'operatore di selezionare il punto di applicazione e la direzione della perturbazione, la quale deve essere scalabile e adattabile, oltre che accurata e ripetibile, per consentire un'esplorazione selettiva e imparziale dei parametri del sistema di controllo posturale.[35]

La scalabilità si riferisce alla possibilità di adattare l'entità della perturbazione alle caratteristiche specifiche di un individuo, come le condizioni di salute, l'antropometria e l'età.

L'adattabilità, invece, riguarda la capacità del sistema di modificare queste perturbazioni in risposta a condizioni variabili, come diversi punti di applicazione, direzioni e tempi degli stimoli.[4]

Il dispositivo proposto è illustrato nella Figura 35, ed è costituito dai seguenti elementi:

1. Cilindro a doppio effetto SMC MQMLB25H-100D;
2. Valvole proporzionali di portata, Camozzi LRWD2-34, con relative schede di controllo;
3. Sensore ottico Banner Q4XTULAF300-Q8;
4. Adattatore a vite;
5. Cella di carico monoassiale Dacell UMM;
6. Interfaccia in polietilene espanso;
7. Disco di supporto per il sensore ottico;
8. Due impugnature in alluminio, utilizzate per manovrare il dispositivo;
9. Pulsante per attivare la perturbazione.[36]

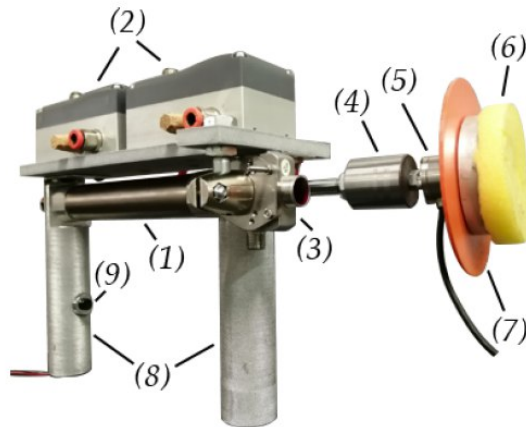


Figura 35: *Ultimo prototipo del PGAS*

Esternamente al perturbatore, come mostrato in Figura 36, sono presenti:

- Un sistema Speedgoat in tempo reale, che legge e carica direttamente il codice Simulink, si interfaccia con il PC per l'acquisizione e l'analisi dei dati;
- Un condizionatore di segnale Dewetron DEWE-RACK-4, responsabile del condizionamento e dell'amplificazione del segnale proveniente dalla cella di carico;
- Un convertitore di frequenza utilizzato come interfaccia tra la Speedgoat e l'attuatore, il Driver Parker SLVD1N;
- Un filtro per le interferenze elettromagnetiche (EMI), al fine di non iniettare disturbi nella rete di alimentazione, il filtro Schaffner FN 2010-20-06 EMI.[36]

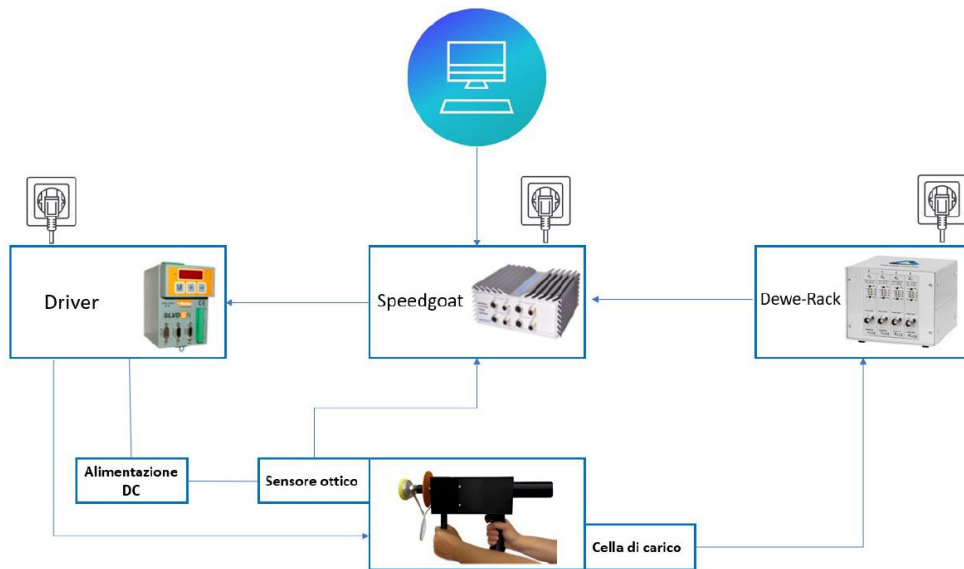


Figura 36: *Schema di funzionamento del PGAS.*[37]

4.5 Logica di controllo del dispositivo di perturbazione

La logica di controllo è organizzata nelle seguenti quattro fasi:

1. *Fase di inattività*: stato di riposo in cui il pistone è completamente represso e fermo. In questa fase, l'operatore può effettuare le calibrazioni dei sensori o mettere a punto l'azione di controllo;
2. *Fase di avvicinamento*: il pistone deve seguire un segnale di riferimento della velocità positivo. La fase rimane attiva fino al raggiungimento del target o del fine corsa superiore;
3. *Fase di strike*: si verifica solo se viene raggiunto il target. Durante questa fase la forza di contatto tra il pistone e il corpo del soggetto deve seguire un segnale di riferimento di forza costante di ampiezza e durata stabilite dalla funzione di richiamo iniziale;
4. *Fase di retrazione*: si verifica subito dopo la fase di strike oppure se viene raggiunto il fine corsa superiore. In questa fase il pistone deve seguire un segnale di riferimento di velocità negativo e tornare in posizione completamente repressa alla fase di riposo.[36]

Si ha anche una fase di emergenza, nella quale premendo nuovamente il pulsante il motore smette immediatamente di funzionare.[38]

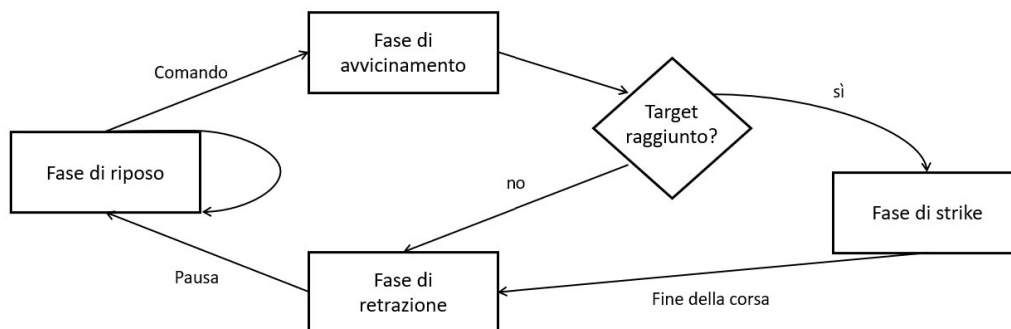


Figura 37: Diagramma della logica di controllo del PGAS.[36]

4.6 Implementazione dell'ambiente Simulink

Si possono definire sei blocchi principali che compongono l'ambiente *MathWorks Simulink* proposto:

- I/O signals manager, dedicato all'elaborazione e alla conversione dei segnali provenienti dai sensori e dalla macchina Speedgoat e diretti al driver SLVD1N. Nel rettangolo rosso sono rappresentati i blocchetti di condizionamento dei segnali che entrano in input:
 - Cella di carico
 - Pulsante
 - Sensore ottico
- Transition manager, dedicato al passaggio dell'attuatore tra le varie fasi del ciclo.
- Control input builders, composto da due blocchetti: uno dedicato al controllo della velocità e l'altro al controllo della forza. Il segnale [cmd] indica la fase corrente, che può corrispondere a:
 - 0: idle
 - 1: approach
 - 2: strike
 - 3: retraction

Nel controllo in forza ci interessa la fase di strike.

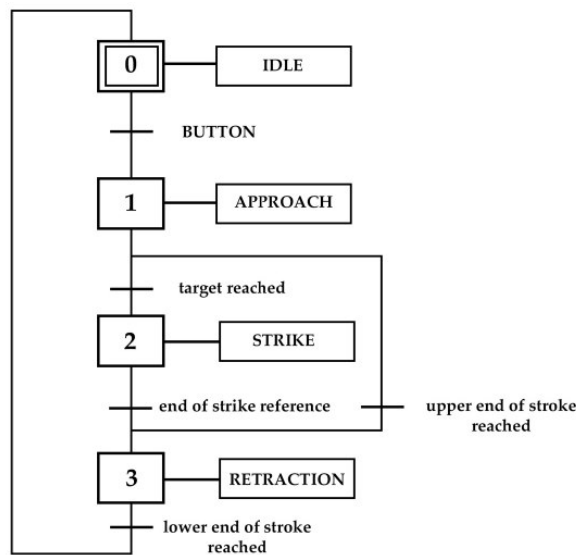


Figura 38: *Illustrazione delle fasi operative.*[36]

- Parameters selection, è il blocco che gestisce la lettura del il protocollo. Questa lettura permette di determinare, per ogni strike, il valore di forza e l'intervallo di tempo. Quando il colpo precedente va a segno, il protocollo deve aggiornarsi al colpo successivo. Questa parte si occupa di fare questo aggiornamento e di scartare i colpi andati male. Controlla la durata: se si verifica un crollo della forza misurata dalla cella di carico prima dei 250 ms (o del tempo stabilito), si accorge del problema e scarta il colpo.
- Scopes, blocchetti che permettono la visualizzazione dei segnali.
- User interface, è l'interfaccia utente. Quando il dispositivo è pronto per la prova, *Strike readiness* si colora in verde.[36]

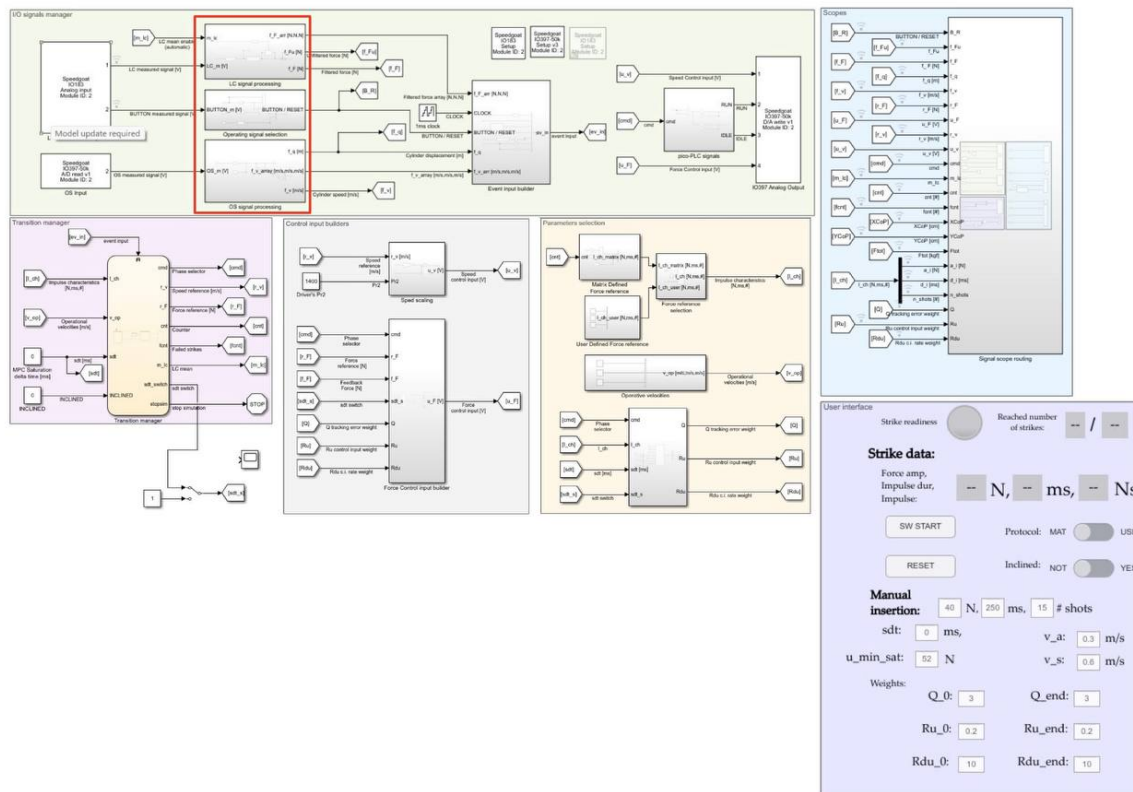


Figura 39: Modello Simulink.

5 Capitolo 5: Prove sperimentali

5.1 Prove sperimentali su soggetti

L'obiettivo delle prove sperimentali è l'analisi delle reazioni posturali evocate in prove di posturografia dinamica, realizzate applicando perturbazioni meccaniche di diversa intensità in direzione antero-posteriore, a livello della regione interscapolare, con lo scopo di individuare correlazioni tra entità dei disturbi e delle risposte stesse.

Le prove sono state effettuate su 20 soggetti volontari, di cui 10 donne e 10 uomini.

Prima dell'inizio della prova, a ciascun partecipante è stato chiesto di firmare la 'Dichiarazione di consenso al trattamento dei dati', che autorizza l'utilizzo dei dati in forma anonima per scopi di ricerca, oltre alla raccolta di alcuni dati personali e antropometrici, come età, peso, altezza, lunghezza delle gambe, spessore delle ginocchia e delle caviglie, elencati nella tabella sottostante.

Nessuno dei soggetti coinvolti soffre, né ha sofferto in passato, di disturbi dell'equilibrio o di patologie ortopediche o neurologiche che possano compromettere le prestazioni del sistema di controllo posturale.

	Totale	Donne	Uomini
Altezza [cm]	169±6.94	164.5±4.45	173.5±6.08
Lunghezza gamba destra [cm]	86.8±4.21	85.64±4.25	87.95±4.04
Lunghezza gamba sinistra [cm]	86.42±4.13	84.94±4.36	87.9±3.48
Spessore ginocchio destro [cm]	9.21±0.74	8.88±0.69	9.53±0.66
Spessore ginocchio sinistro [cm]	9.21±0.67	8.96±0.59	9.45±0.68
Spessore caviglia destra [cm]	6.09±0.45	5.84±0.26	6.33±0.47
Spessore caviglia sinistra [cm]	5.99±0.43	5.76±0.31	6.21±0.43
Peso [kg]	64.89±9.89	57.11±5.64	71.9±7.22
Età [anni]	24.35±1.46	24.7±0.95	24±1.83

Tabella 4: *Elenco dei dati dei partecipanti*

Le prove sono state condotte il 4 dicembre 2024 presso il PoliToBIOMed Lab, il laboratorio di analisi del movimento del Politecnico di Torino. Prima di ogni prova, a ciascun partecipante è stata fornita una spiegazione dettagliata del protocollo sperimentale che si sarebbe utilizzato.

Le acquisizioni sono state eseguite con i soggetti disposti sulla pedana di forza in posizione eretta. È stato chiesto di mantenere la propria posizione abituale ed evitare, per quanto possibile, di compiere un passo in risposta alla perturbazione. Ciascun partecipante è stato perturbato sulla schiena a livello delle scapole, utilizzando il dispositivo PGAS.

In totale sono stati impartiti al soggetto 32 colpi, dei quali i primi 2 erano dei colpi di prova per rendere il soggetto consapevole dell'intensità della perturbazione, mentre i seguenti colpi, intervallati l'uno dall'altro da 10 secondi circa, erano organizzati nel modo seguente:

	1 ^a condizione	2 ^a condizione	3 ^a condizione
Soggetto 1	R_EO	R_EC	S_EO
Soggetto 2	R_EC	R_EO	S_EO
Soggetto 3	R_EO	R_EC	S_EO
Soggetto 4	S_EO	R_EC	R_EO
Soggetto 5	R_EO	S_EO	R_EC
Soggetto 6	R_EO	R_EC	S_EO
Soggetto 7	R_EC	R_EO	S_EO
Soggetto 8	S_EO	R_EC	R_EO
Soggetto 9	R_EC	R_EO	S_EO
Soggetto 10	S_EO	R_EO	R_EC
Soggetto 11	R_EO	S_EO	R_EC
Soggetto 12	R_EC	R_EO	S_EO
Soggetto 13	R_EC	S_EO	R_EO
Soggetto 14	S_EO	R_EC	R_EO
Soggetto 15	R_EC	S_EO	R_EO
Soggetto 16	S_EO	R_EC	R_EO
Soggetto 17	R_EO	R_EC	S_EO
Soggetto 18	S_EO	R_EO	R_EC
Soggetto 19	S_EO	R_EO	R_EC
Soggetto 20	R_EC	S_EO	R_EO

Tabella 5: Sequenza randomizzata delle condizioni assegnate ai partecipanti: **R_EO**: condizione 'Rilassato occhi aperti'; **R_EC**: condizione 'Rilassato occhi chiusi'; **S_EO**: condizione 'Rigido occhi aperti'.

Ogni soggetto è stato sottoposto a sollecitazioni applicate tra la sesta e la settima vertebra toracica con una forza in direzione antero-posteriore di intensità pari a 40 N e due diverse durate, 250 ms e 100 ms, in modo da ottenere due impulsi differenti, rispettivamente di 10 Ns e di 4 Ns, i cui profili di forza sono mostrati in Figura 40 e in Figura 41.

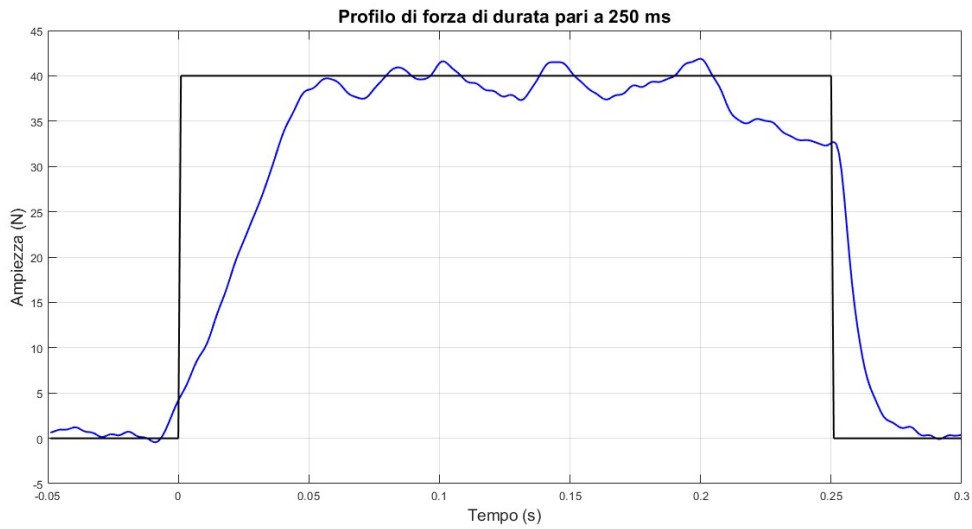


Figura 40: *Profilo di forza di durata 250 ms.*

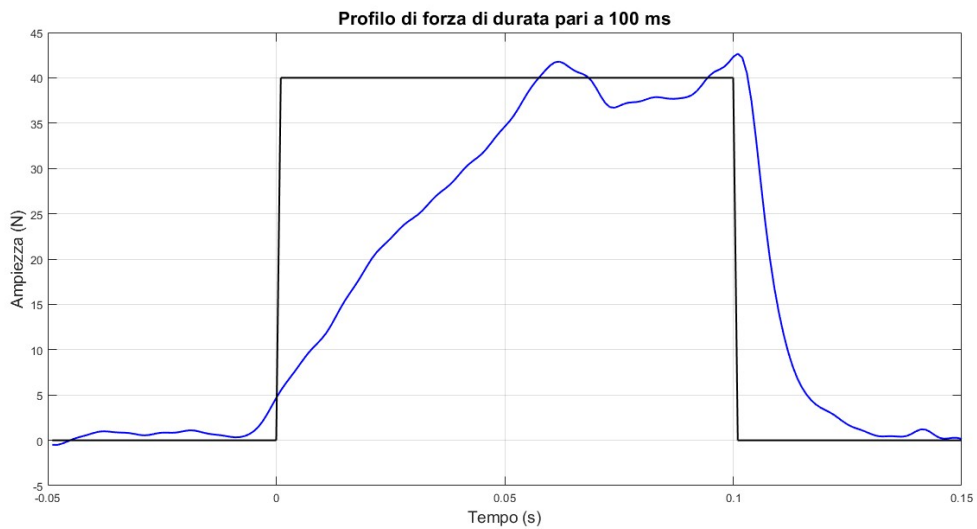


Figura 41: *Profilo di forza di durata 100 ms.*

In tutte le prove, le prestazioni del dispositivo sono valutate dai seguenti due indici percentuali:

- *Tracking Accuracy Error* (TAE):

$$\text{TAE} = 100 \frac{\int_{\Delta t} |f_m - f_r|}{FI_r} \% \quad (8)$$

- *Force Impulsive Deviation* (FID):

$$\text{FID} = 100 \frac{|FI_m - FI_r|}{FI_r} \% \quad (9)$$

dove Δt è l'intervallo di tempo di contatto; f_m e f_r indicano, rispettivamente, la forza di riferimento e la forza misurata. FI_r e FI_m sono i valori di impulso di riferimento e misurati.[38]

Di seguito sono rappresentati i valori di media e deviazione standard di FID e TAE per i due diversi impulsi (250 ms e 100 ms).

Soggetto	FID 100 ms (%)	FID 250 ms (%)	TAE 100 ms (%)	TAE 250 ms (%)
Soggetto 1	19.65 ± 2.82	17.15 ± 5.06	35.07 ± 2.24	22.60 ± 3.88
Soggetto 2	33.98 ± 3.45	29.75 ± 3.77	43.85 ± 3.21	33.50 ± 3.50
Soggetto 3	26.18 ± 4.03	28.56 ± 5.64	35.57 ± 3.59	30.25 ± 4.84
Soggetto 4	29.37 ± 4.45	29.1 ± 7.65	38.69 ± 3.5	31.66 ± 5.49
Soggetto 5	20.13 ± 3.93	15.86 ± 5.56	35.81 ± 3.45	21.44 ± 4.02
Soggetto 6	24.32 ± 3.23	18.96 ± 2.45	38.87 ± 2.49	23.91 ± 2.27
Soggetto 7	19.55 ± 3.00	16.32 ± 2.72	32.14 ± 2.58	21.53 ± 1.99
Soggetto 8	26.7 ± 3.64	20.53 ± 5.11	39.08 ± 3.06	24.92 ± 4.55
Soggetto 9	25.72 ± 3.03	20.86 ± 3.85	40.04 ± 2.65	26.02 ± 3.48
Soggetto 10	22.35 ± 3.64	15.73 ± 4.98	38.46 ± 2.66	21.71 ± 3.70
Soggetto 11	25.59 ± 3.10	18.69 ± 4.58	41.87 ± 2.73	24.48 ± 3.90
Soggetto 12	27.74 ± 4.24	20.53 ± 4.58	38.98 ± 4.09	24.16 ± 3.59
Soggetto 13	18.5 ± 2.07	11.09 ± 3.52	33.86 ± 2.14	17.87 ± 2.01
Soggetto 14	25.83 ± 3.92	19.11 ± 3.07	40.32 ± 2.93	24.11 ± 2.54
Soggetto 15	20.18 ± 3.82	15.29 ± 5.45	39.47 ± 2.82	23.83 ± 2.45
Soggetto 16	20.58 ± 3.14	14.13 ± 3.65	36.54 ± 2.86	20.15 ± 2.68
Soggetto 17	31.36 ± 3.25	25.76 ± 5.9	42.25 ± 2.42	29.26 ± 4.86
Soggetto 18	20.75 ± 3.54	15.55 ± 4.07	36.68 ± 2.84	21.15 ± 3.20
Soggetto 19	28.1 ± 3.81	24.49 ± 5.92	38.24 ± 3.10	28.00 ± 4.37
Soggetto 20	19.93 ± 2.82	19.59 ± 5.42	35.12 ± 2.23	24.17 ± 3.99

Tabella 6: *Media e deviazione standard di FID e TAE per i colpi a 250 ms e 100 ms applicati ai 20 soggetti.*

FID 100 ms (%)	FID 250 ms (%)	TAE 100 ms (%)	TAE 250 ms (%)
24.33 ± 3.45	19.85 ± 4.65	38.05 ± 2.88	24.74 ± 3.57

Tabella 7: *Valori di media e deviazione standard di FID e TAE mediati su 20 soggetti, per impulsi di durata 250 ms e 100 ms.*

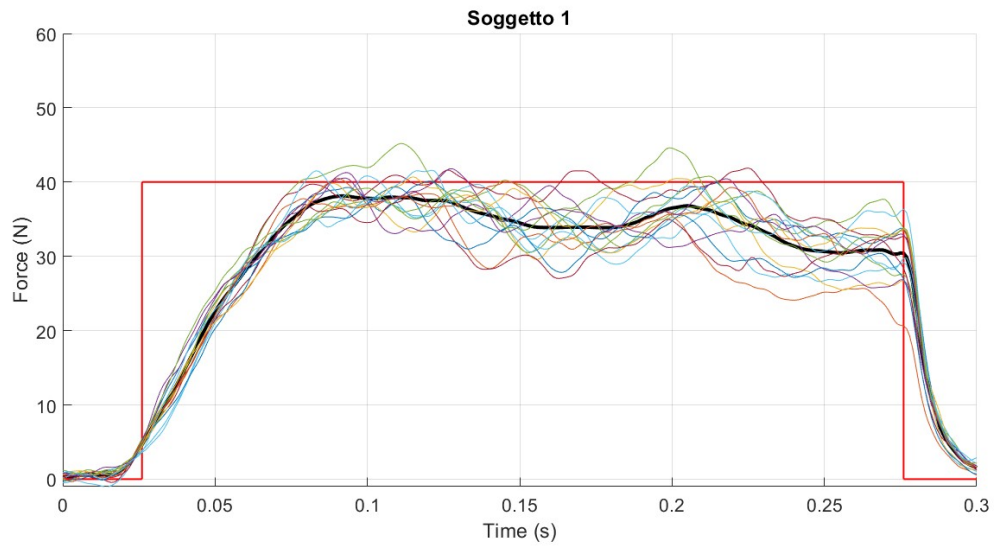


Figura 42: Nella figura sono rappresentati il segnale di riferimento in rosso e il profilo di forza dei 15 colpi di durata pari a 250 ms, per il soggetto 1. In nero è rappresentata la media dei 15 colpi.

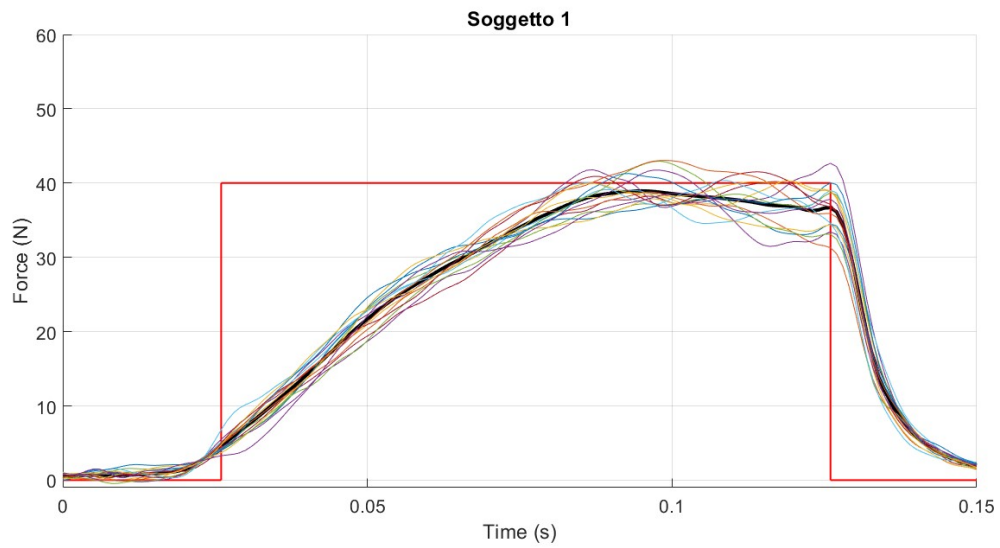


Figura 43: Nella figura sono rappresentati il segnale di riferimento in rosso e il profilo di forza dei 15 colpi di durata pari a 100 ms, per il soggetto 1. In nero è rappresentata la media dei 15 colpi.

5.1.1 Protocollo sperimentale

Il protocollo di acquisizione adottato prevede, per ciascun soggetto, diverse fasi, descritte di seguito:

- raccolta dei principali dati anagrafici (nome, sesso, età), anamnesi relativa agli arti inferiori e informazioni su eventuali patologie che potrebbero influire sulla prova;
- rilevazione di misure antropometriche (peso, altezza, lunghezza degli arti inferiori, diametro di ginocchia e caviglie). Queste misure sono necessarie per ottenere la stima dei centri articolari degli arti inferiori;
- applicazione dei marker sulla cute con nastro biadesivo, seguendo il protocollo *Plug-in Gait*, spiegato nel dettaglio nel paragrafo 2.2, per gli arti inferiori. I marker sono stati posizionati sul tronco e solo sull'arto inferiore destro, considerato dominante, tenendo conto della simmetria con l'arto sinistro;
- pulizia della pelle e rimozione di eventuali peli per garantire una corretta applicazione degli elettrodi sui sei muscoli da analizzare;

Dopo aver completato queste fasi di preparazione, il soggetto si è posizionato in posizione eretta sulla pedana di forza, a piedi nudi. La prova era organizzata nel modo seguente:

- Le prime 2 perturbazioni erano di prova, una con durata 250 ms e una con durata 100 ms, per consentire al soggetto di acquisire familiarità con il compito da eseguire;
- 10 colpi nella 1^a condizione;
- 10 colpi nella 2^a condizione;
- 10 colpi nella 3^a condizione.

Le condizioni sono:

- **R_EO**: è stato chiesto al soggetto di stare con gli occhi aperti e in condizione rilassata, cioè senza cercare di opporsi allo spostamento causato dalla perturbazione alla schiena;
- **R_EC**: è stato chiesto al soggetto di chiudere gli occhi e stare in condizione rilassata, come descritto sopra;
- **S_EO**: è stato chiesto al soggetto di stare con gli occhi aperti e in condizione rigida, cioè cercare il più possibile di resistere alla perturbazione mantenendo il proprio corpo fermo.

In totale, sono stati impartiti 30 colpi a ciascun partecipante, suddivisi equamente nelle 3 diverse condizioni elencate sopra, con 10 colpi per ciascuna. La sequenza delle condizioni è stata randomizzata tra i soggetti per esaminare eventuali variazioni nelle reazioni in base all'ordine in cui venivano applicate, ad esempio, se il soggetto iniziava con gli occhi chiusi piuttosto che con la condizione rigida. In ogni serie di 10 colpi per ciascuna condizione, la durata di ogni colpo variava. La sequenza di durate era la seguente: 250 ms, 250 ms, 100 ms, 250 ms, 100 ms, 100 ms, 100 ms, 250 ms, 100 ms e 250 ms.



Figura 44: *Rappresentazione della configurazione sperimentale: il soggetto è posizionato in piedi al centro della pedana di forza, mentre l'operatore, alle sue spalle, tiene in mano il perturbatore.*

5.2 Elaborazione dati

Le informazioni di ogni soggetto vengono salvate automaticamente in un file *.mat* al concludersi di ogni acquisizione. Sono stati ottenuti in totale 20 file *.mat*, uno per ciascun partecipante, in cui sono contenuti diversi dati, tra cui:

- il segnale della forza della cella di carico (f_F);
- il segnale di attivazione/disattivazione del motore del PGAS (*cmd*);
- la durata dell'impulso;
- l'ampiezza della forza;

Questi segnali hanno una durata pari a quella dell'intera prova, che comprende i 2 colpi iniziali di prova e i successivi 30 colpi suddivisi nelle tre diverse condizioni, come si può vedere dalla Figura 45:

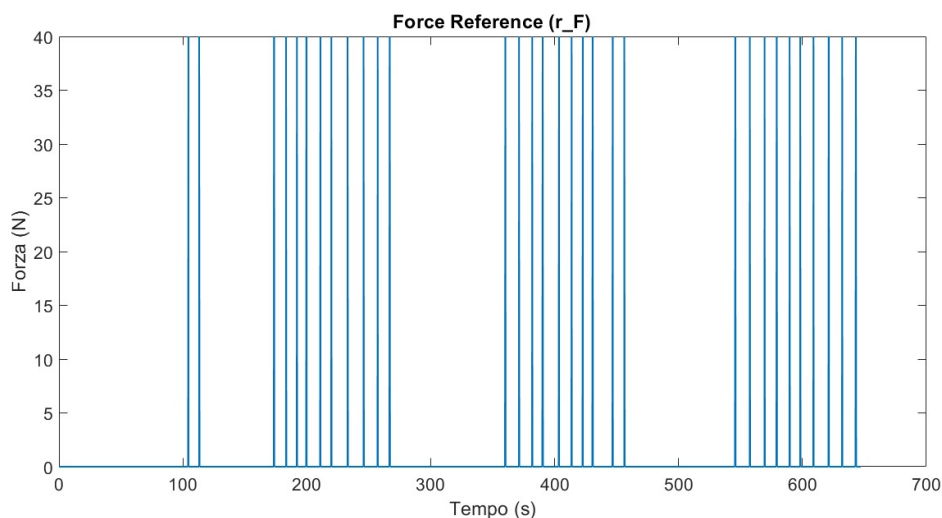


Figura 45: Segnale r_F 'Force Reference' da 0 a 40 N per un tempo di 250 ms o 100 ms. È possibile distinguere i colpi di prova e i successivi 30 colpi suddivisi nelle 3 diverse condizioni.

In uscita dal Vicon si ottengono tre file *.csv* distinti, poiché ogni prova è definita da un istante di inizio 'Start Capture' e da un istante di fine 'Stop Capture'. Nei file *.csv* sono contenuti:

- i segnali di forza della pedana in N, nelle tre direzioni (X, Y, Z);
- i segnali di spostamento del CoP in mm, nella direzione antero-posteriore (lungo Y) e nella direzione medio-laterale (lungo X);
- i segnali dei sei muscoli analizzati in Volt;
- le traiettorie dei marker in mm, lungo le tre direzioni (X, Y, Z).

Ogni file *.csv* corrisponde alla durata di una singola prova e contiene esclusivamente i 10 colpi relativi a una specifica condizione. Pertanto, è stato necessario sincronizzare i segnali acquisiti dal sistema Vicon con i segnali acquisiti dalla Speedgoat.

5.2.1 Sincronizzazione dei segnali

Il software applicativo Vicon consente di collegare altri dispositivi per acquisire dati in sincronia. Grazie alle informazioni contenute nella *Vicon Vantage Reference Guide*[39], è stato possibile sincronizzare il perturbatore, ovvero la speedgoat, con il sistema Vicon. Quando si collega un dispositivo esterno al Vicon, è importante che la frequenza dei frame di tale dispositivo sia sincronizzata con quella delle telecamere, per garantire che tutti i dati siano raccolti nello stesso intervallo di tempo. I file *.gpo* sono utilizzati per sincronizzare la frequenza dei frame dei dispositivi esterni con quella delle telecamere. Questi file contengono le istruzioni necessarie affinché il sistema Vicon gestisca correttamente il timing tra le telecamere e il dispositivo collegato, come la speedgoat.

```
<?xml version="1.0" standalone="yes"?>
<AllPrograms>
<Program Name="speedgoatsync">
<Type>StartStop</Type>
<Polarity>High</Polarity>
<StartEvent>StartCapture</StartEvent>
<StopEvent>StopCapture</StopEvent>
<StartOffset Frames="0" MicroSeconds="0"/>
<StopOffset Frames="0" MicroSeconds="0"/>
<PulseWidth Frames="0" MicroSeconds="0"/>
<PulsePeriod Frames="0" MicroSeconds="0" Ticks="0"/>
</Program>
</AllPrograms>
```

Figura 46: File *.gpo* fornito al sistema Vicon per sincronizzare la speedgoat

Nel momento in cui inizia la prova viene dato il comando 'Start Capture' dal sistema Vicon, che invia un segnale di trigger alla speedgoat; questo garantisce che, in fase di post-processing, i segnali abbiano lo stesso istante di inizio.

Nel file *.mat* è contenuto anche il segnale di trigger, che non è altro che un gradino, e assume il valore 0 o il valore 1. Quando il segnale raggiunge il valore 1, segnala l'istante in cui deve avvenire la sincronizzazione, corrispondente all'inizio della prova. I colpi di prova non sono stati registrati, come mostrato in Figura 48.

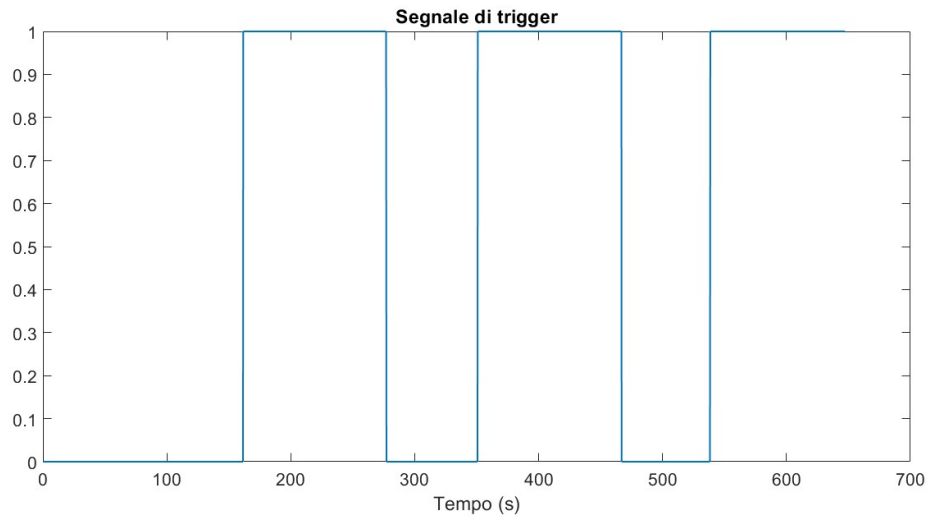


Figura 47: *Segnale di trigger*

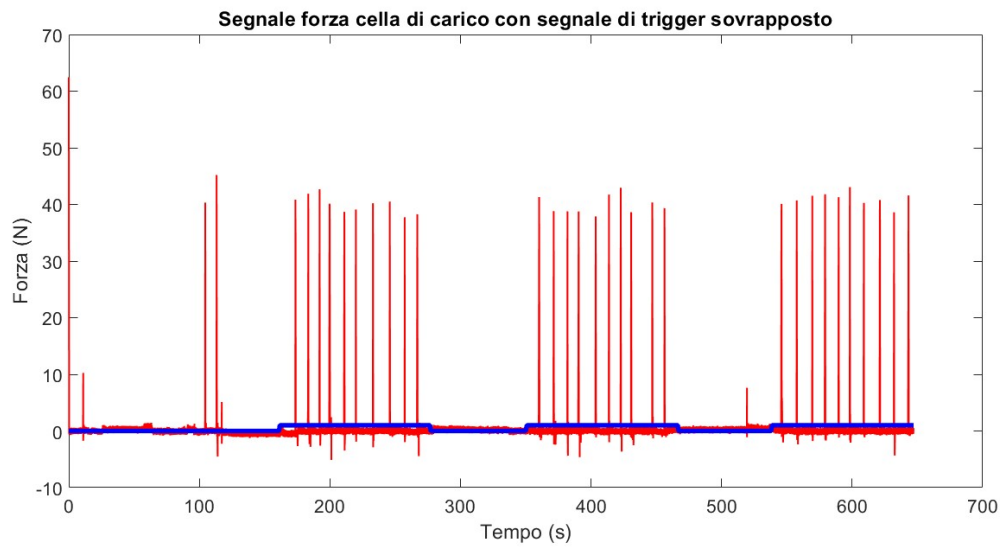


Figura 48: *Segnale della forza della cella di carico (in rosso) con sovrapposto il segnale di trigger (in blu). Quando il segnale di trigger transita dal valore 0 al valore 1, segna l'inizio di una nuova condizione.*

5.2.2 Filtraggio dei segnali

Il segnale di forza è stato acquisito ad una frequenza di 1000 Hz e filtrato digitalmente con un filtro con le seguenti specifiche: filtro di Butterworth, ottavo ordine e frequenza di campionamento pari a 150 Hz.

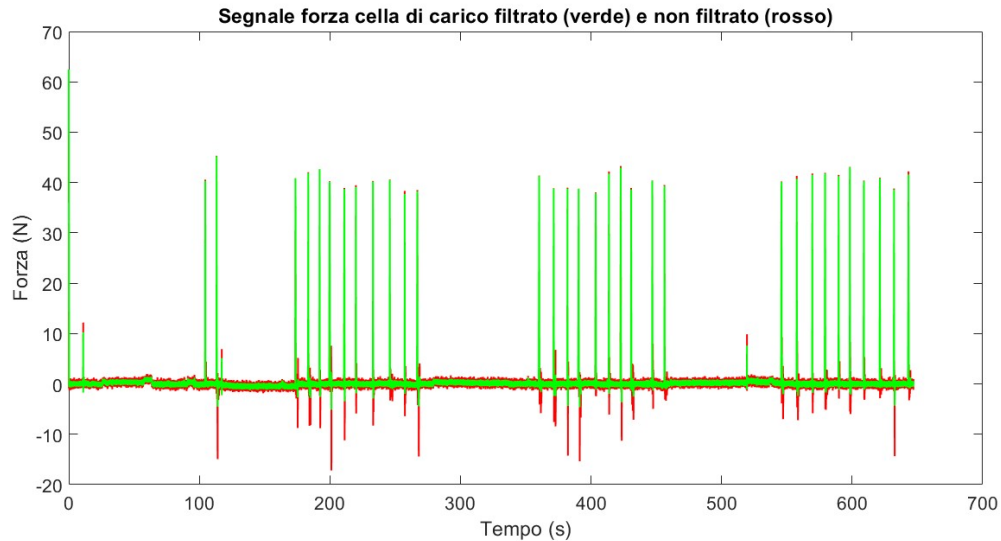


Figura 49: Segnale della forza della cella di carico filtrato (in verde) e non filtrato (in rosso)

In uscita dal sistema Vicon si ottengono i segnali relativi alla posizione del centro di pressione in direzione antero-posteriore (CoP_y) e in direzione medio-laterale (CoP_x). Anche questi due segnali di spostamento del CoP sono stati filtrati tramite un filtro passa-basso (Butterworth, quarto ordine e frequenza di taglio pari a 8 Hz).

La caratterizzazione della risposta posturale è stata effettuata analizzando il segnale di spostamento del CoP e il segnale di forza della perturbazione applicata. Sono stati individuati degli istanti di tempo fondamentali per l'estrapolazione dei parametri di interesse:

- Istante di inizio della risposta posturale: è stato determinato calcolando i valori di media e deviazione standard della velocità, calcolata come derivata del segnale CoP, nel secondo precedente alla perturbazione. Successivamente è stato definito un valore di soglia come somma della media e di un multiplo della deviazione standard. L'istante di inizio corrisponde al primo punto in cui la velocità supera tale soglia, indicando l'inizio della risposta posturale (Start.CoP);

- Inizio e fine impulso: questi due istanti sono stati individuati mediante un controllo sull'ampiezza della forza scambiata tra perturbatore e soggetto colpito;

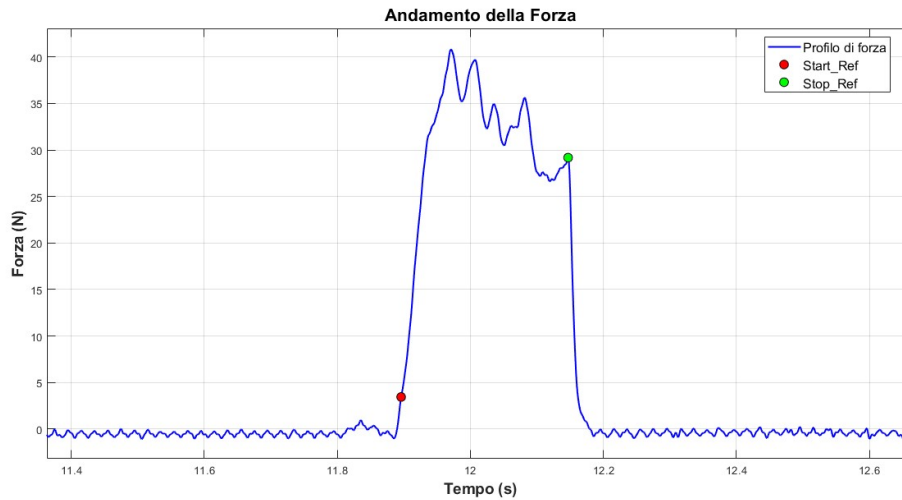


Figura 50: Segnale della forza scambiata tra perturbatore e soggetto, con evidenziato in rosso l'istante di inizio della perturbazione e in verde l'istante di fine della perturbazione.

- Istante corrispondente al valore del massimo spostamento del segnale CoP, evidenziato in rosso nella Figura 51;
- Fine risposta posturale: viene identificato come il punto in cui il segnale del CoP raggiunge il minimo più basso dopo il massimo spostamento, nei 1500-2000 campioni (1.5-2 secondi) successivi alla posizione del massimo.

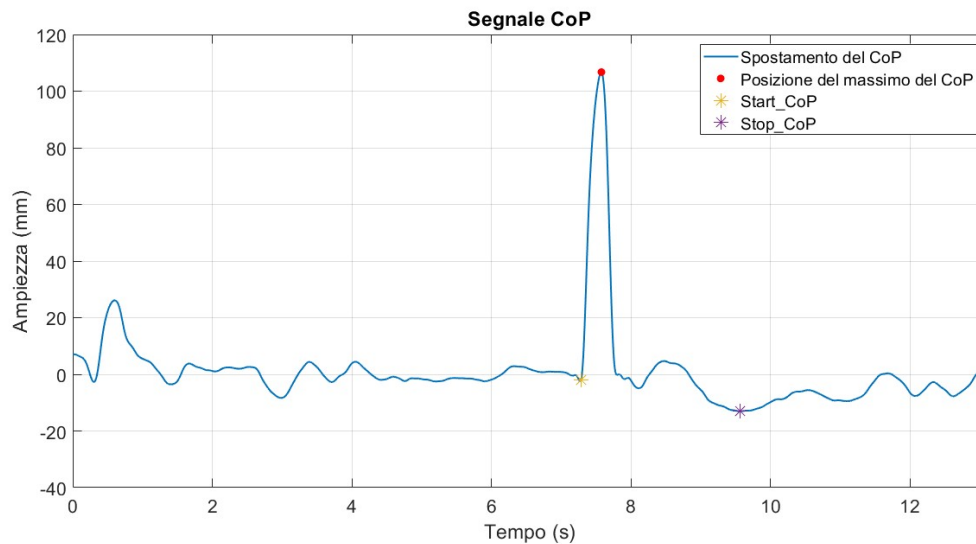


Figura 51: Segnale di spostamento del CoP.

Visualizzazione di CoP10Ns e CoP4Ns per il soggetto 1

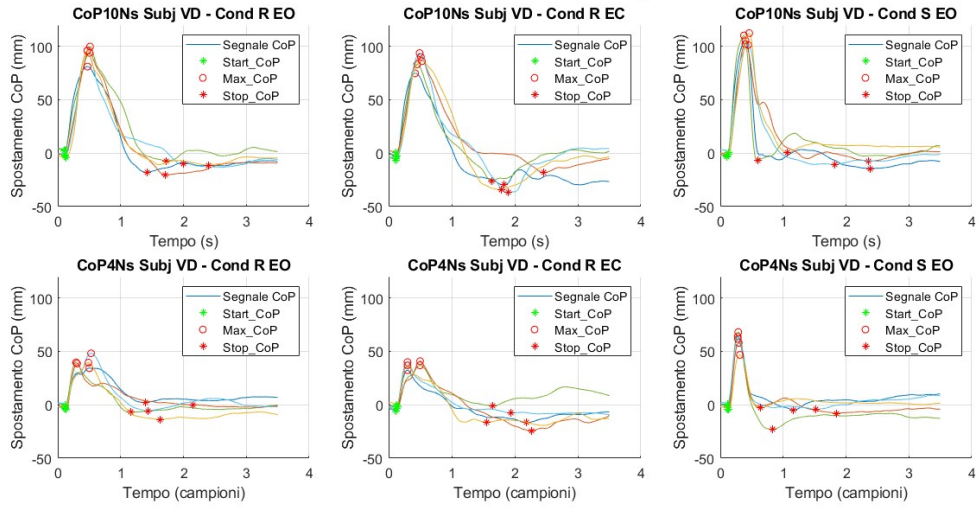


Figura 52: Sovrapposizione dei segnali di spostamento del CoP per il soggetto 1, nelle tre condizioni e nelle due diverse intensità dell'impulso.

Per quanto riguarda il segnale EMG, i dati acquisiti sono stati elaborati in Matlab. Inizialmente, è stato implementato un filtraggio passa-banda con frequenze di taglio comprese tra 10 e 400 Hz, utilizzando il filtro di Butterworth. L'obiettivo principale di questo filtraggio è stato rimuovere eventuali artefatti causati da movimenti, i quali solitamente si manifestano a basse frequenze, e disturbi a frequenze più elevate. Successivamente, al fine di eliminare le componenti negative dal segnale filtrato, è stata eseguita un'operazione di rettificazione. Questo passo è stato importante per assicurare che il segnale risultante fosse esclusivamente positivo. Infine, per ottenere l'involuppo del segnale, è stato applicato un ulteriore filtraggio passa-basso con un filtro di Butterworth, questa volta con frequenza di taglio a 9 Hz.

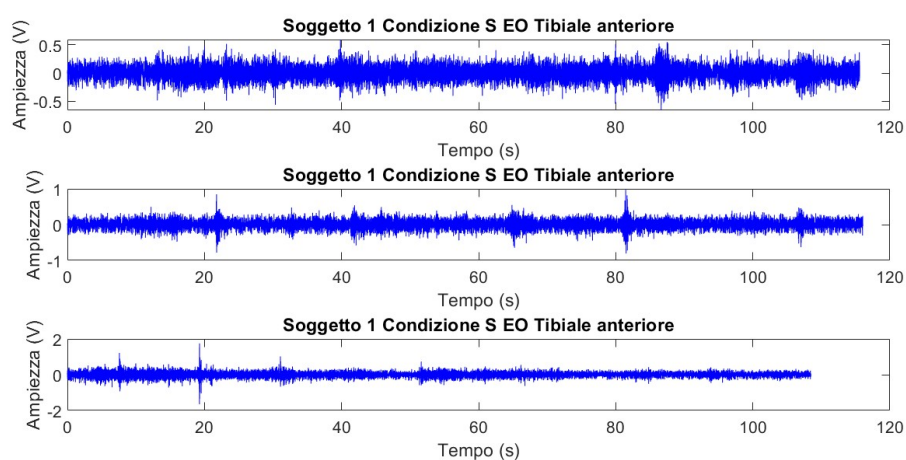


Figura 53: Segnale EMG grezzo del muscolo tibiale anteriore del soggetto 1 nelle tre condizioni: R_EO, R_EC, S_EO.

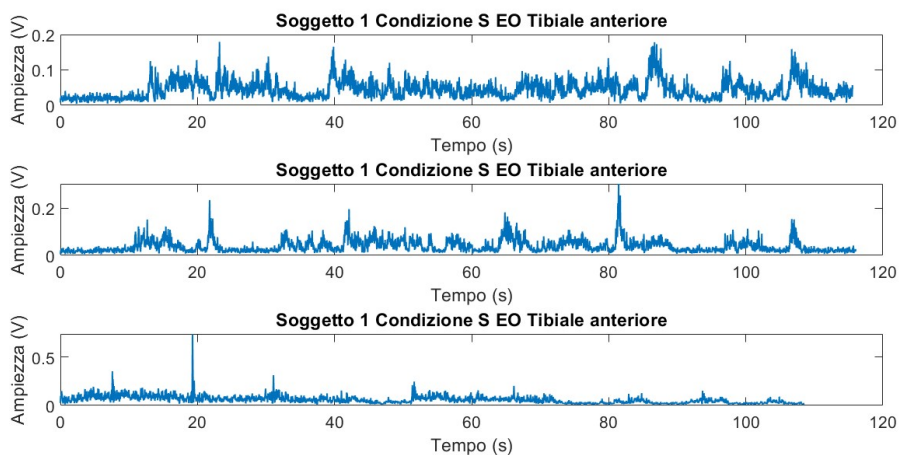


Figura 54: Involuppo del muscolo tibiale anteriore del soggetto 1 (VD) nelle tre condizioni: R_EO, R_EC, S_EO.

Nel momento in cui si verifica un'attivazione muscolare, vengono reclutate unità motorie, generando potenziali d'azione che si sommano nel tempo e contribuiscono allo sviluppo della forza richiesta, determinando un aumento dell'ampiezza del segnale. Per determinare l'istante di inizio dell'attivazione muscolare (*Start_emg*), è stata definita una soglia pari alla media dell'involuppo calcolato nel secondo precedente la perturbazione, sommata a due deviazioni standard dello stesso involuppo.

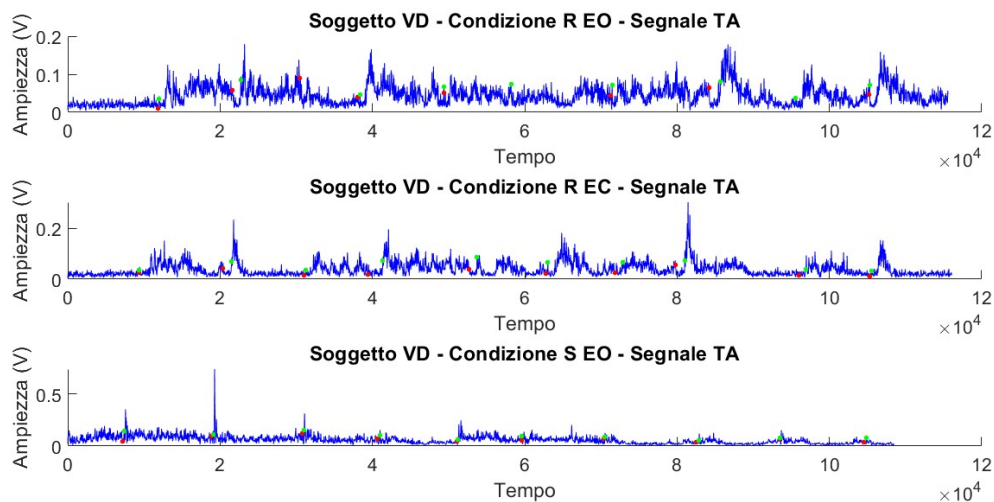


Figura 55: *Involuppo del muscolo tibiale anteriore (in blu) con evidenziati gli istanti di inizio dell'impulso (asterisco rosso) e dell'attivazione muscolare (asterisco verde).*

Le traiettorie dei marker sono state importate in Matlab e, dato che la loro frequenza di campionamento era di 100 Hz, sono state prima sovracampionate a 1000 Hz e poi filtrate per migliorarne la qualità. Nelle figure seguenti è riportato un esempio di traiettoria del marker RHEE, campionata a 100 Hz (Figura 56), e successivamente sovracampionata e filtrata (Figura 57).

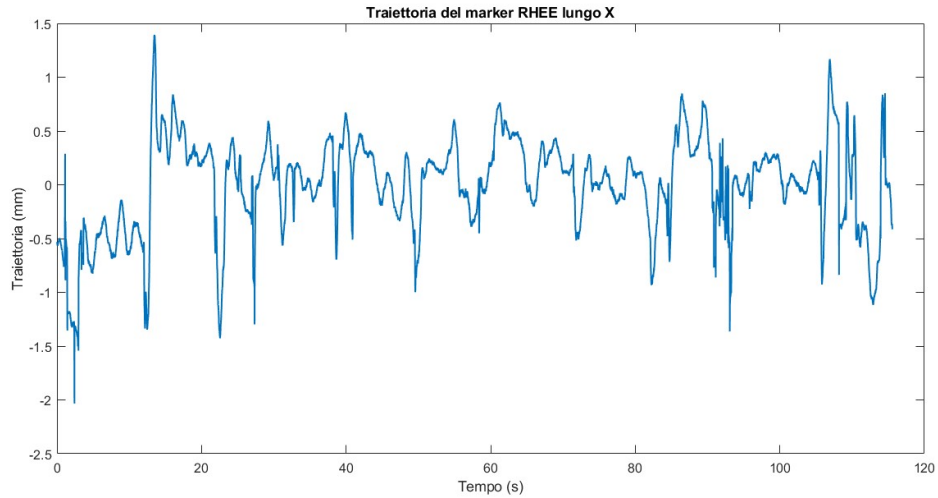


Figura 56: *Traiettoria del marker RHEE lungo la direzione X nel tempo (frequenza di campionamento pari a 100 Hz), durante la prova 'occhi aperti rilassato' per il soggetto 1.*

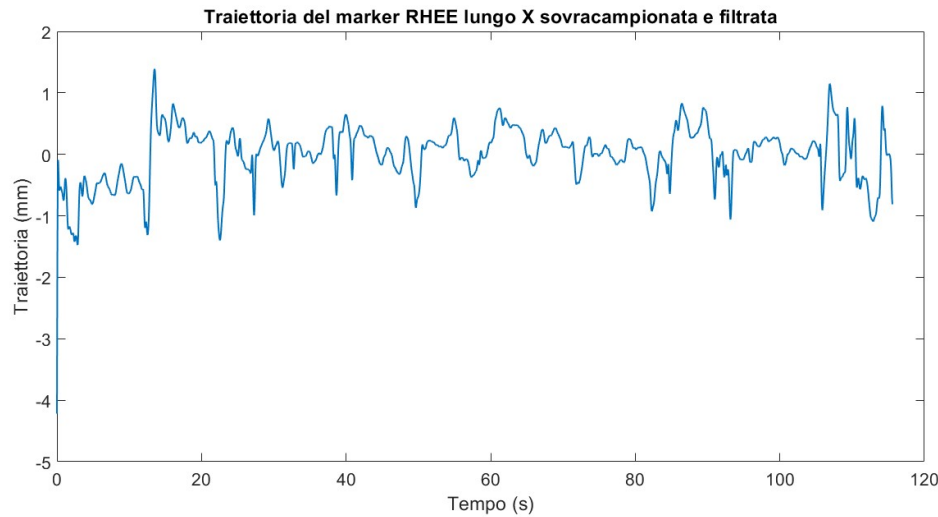


Figura 57: *Traiettoria del marker RHEE lungo la direzione X sovracampionata e filtrata nel tempo (frequenza di campionamento pari a 1000 Hz), durante la prova 'occhi aperti rilassato' per il soggetto 1.*

5.3 Parametri

5.3.1 Parametri CoP

Tramite la piattaforma di forza, sono stati calcolati una serie di parametri relativi al CoP per quantificare in modo oggettivo il controllo del bilanciamento dinamico in risposta alle perturbazioni esterne.[5]

I parametri di interesse, utili per la descrizione della risposta posturale, sono elencati nella seguente tabella:

Parametri	Significato
DeltaCoP [cm/Ns]	È il rapporto tra il massimo spostamento del CoP [cm] e l'impulso [Ns], calcolato come l'area sottesa alla curva della forza registrata dalla cella di carico.
Latenza del CoP [ms]	Rappresenta l'intervallo di tempo tra l'inizio della perturbazione e l'inizio della risposta posturale. I valori considerati accettabili per la latenza sono compresi tra circa 70 e 100 ms, valori più alti indicano che il sistema impiega più tempo per rispondere alla perturbazione.
Durata della risposta posturale [s]	Rappresenta l'intervallo di tempo tra l'inizio e la fine della risposta posturale. Durate più brevi sono in genere preferibili, in quanto indicano una risposta rapida e adattiva

Tabella 8: *Parametri utili alla caratterizzazione della risposta posturale.*

5.3.2 Parametri segnale EMG

Per il segnale EMG sono stati calcolati i seguenti parametri:

- l'RMS, per quantificare l'ampiezza dei segnali elettromiografici. È stato calcolato il valore RMS per ogni perturbazione, considerando tutti i muscoli nelle tre diverse condizioni sperimentali. Il valore RMS fornisce una misura media dell'intensità complessiva del segnale, rappresentativa del comportamento generale del segnale durante l'intervallo che si considera. Il calcolo è stato effettuato utilizzando il segnale rettificato, considerando l'intervallo da *Start.Ref* + 1.5 secondi, in modo da acquisire il segnale quando il muscolo è attivo;
- la media dell'involuppo, calcolata nei due secondi precedenti a ciascun colpo, nelle tre diverse condizioni, per valutare eventuali differenze nella risposta del soggetto tra le condizioni;
- la latenza, ovvero l'intervallo di tempo che intercorre tra l'inizio della perturbazione e l'inizio della risposta muscolare.

5.3.3 Parametri cinematica

Di seguito sono riportati gli angoli analizzati in una finestra temporale che inizia con l'avvio della perturbazione e si estende per 3,5 secondi. Sono stati calcolati:

- l'angolo dell'anca destra: calcolato come l'angolo tra le pelvi e il femore destro. Un angolo positivo corrisponde alla situazione in cui il ginocchio si trova davanti al corpo. In questo caso, l'angolo dell'anca presenta variazioni minime, il che suggerisce che il femore rimane allineato con il bacino, senza una flessione o un'estensione significativa;

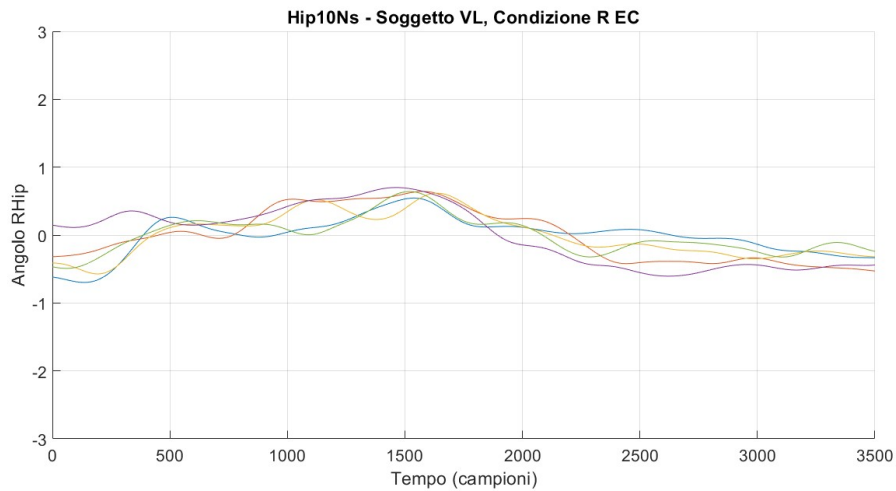


Figura 58: Sovrapposizione delle traiettorie dell'angolo dell'anca destra per il soggetto 2 nella condizione R_EC per un impulso di 10 Ns.

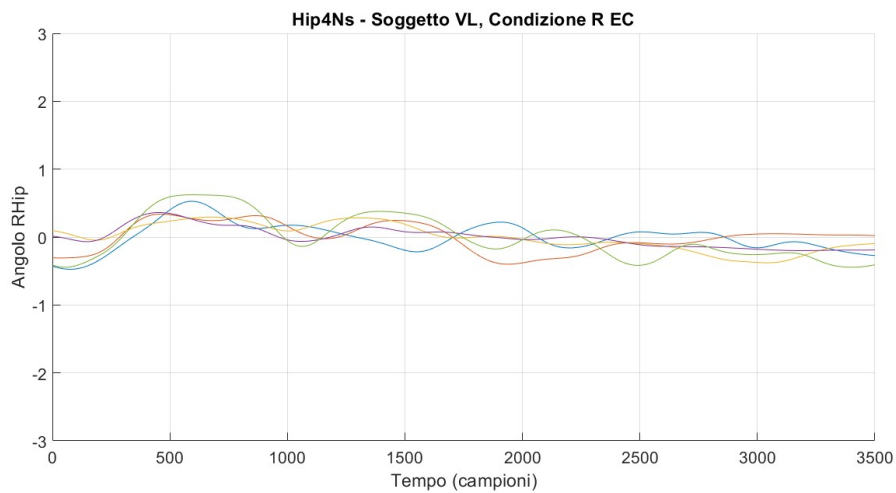


Figura 59: Sovrapposizione delle traiettorie dell'angolo dell'anca destra per il soggetto 2 nella condizione R_EC per un impulso di 4 Ns.

- l'angolo del ginocchio destro: calcolato come l'angolo tra il femore destro e la tibia destra. Un angolo negativo indica una posizione di ginocchio esteso;

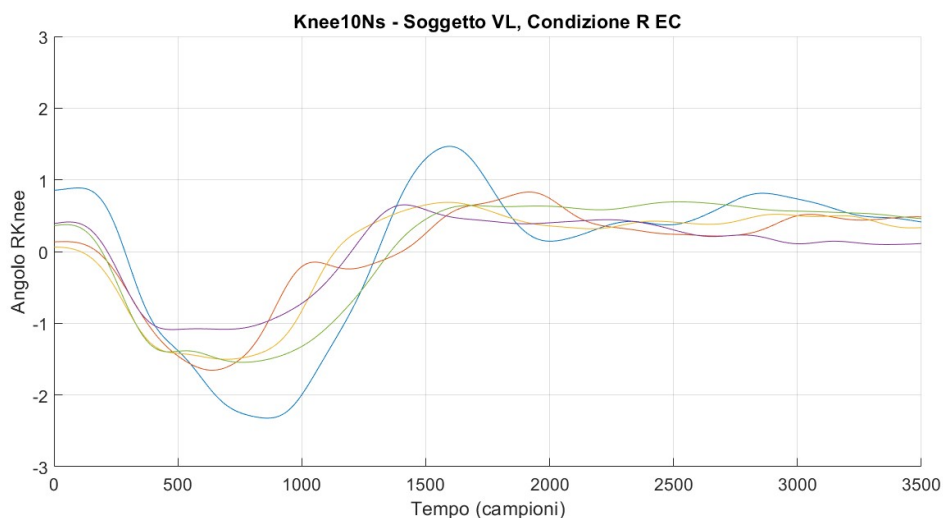


Figura 60: Sovrapposizione delle traiettorie dell'angolo dell'anca destra per il soggetto 2 nella condizione R_EC per un impulso di 10 Ns.

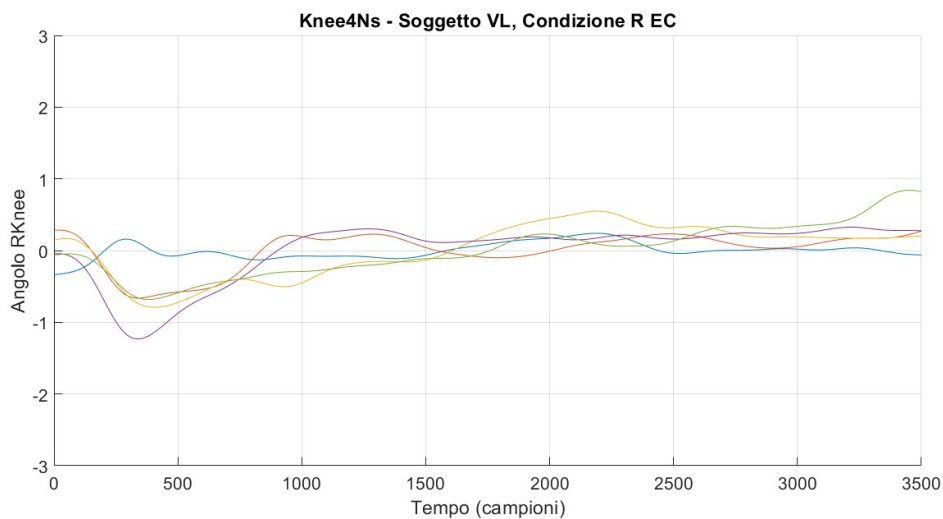


Figura 61: Sovrapposizione delle traiettorie dell'angolo dell'anca destra per il soggetto 2 nella condizione R_EC per un impulso di 4 Ns.

- l'angolo della caviglia destra: calcolato come l'angolo tra la tibia destra ed il piede destro. Un valore negativo indica una flessione plantare;

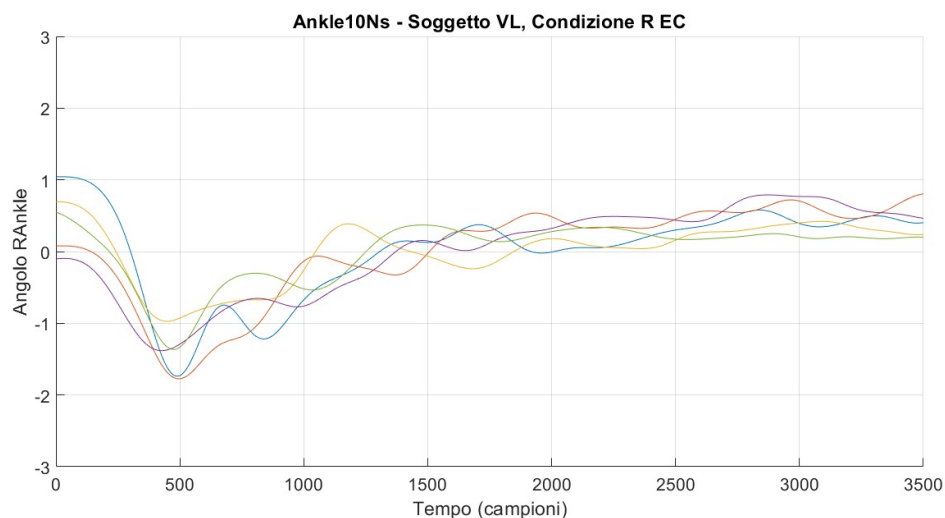


Figura 62: Sovrapposizione delle traiettorie dell'angolo dell'anca destra per il soggetto 2 nella condizione R_EC per un impulso di 10 Ns.

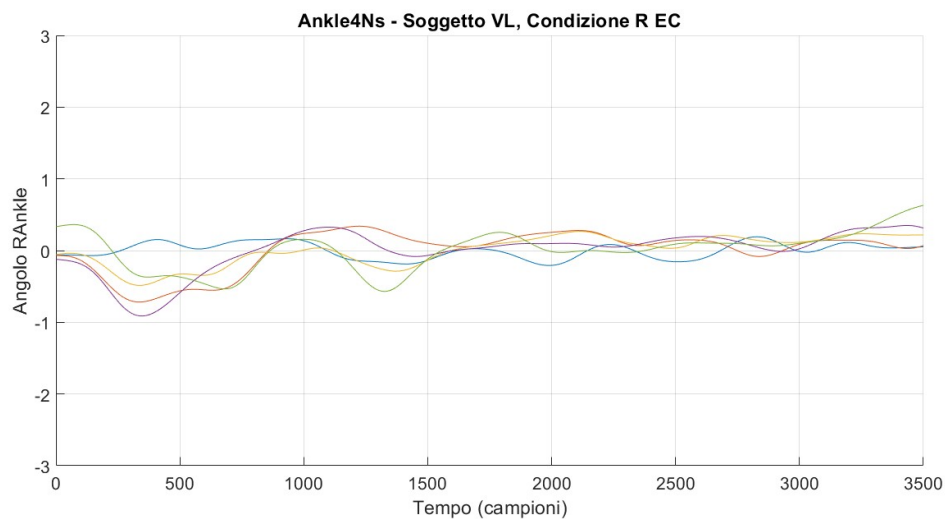


Figura 63: Sovrapposizione delle traiettorie dell'angolo dell'anca destra per il soggetto 2 nella condizione R_EC per un impulso di 4 Ns.

- l'angolo tra le pelvi e il tronco; un angolo positivo indica che il torace è inclinato in avanti.

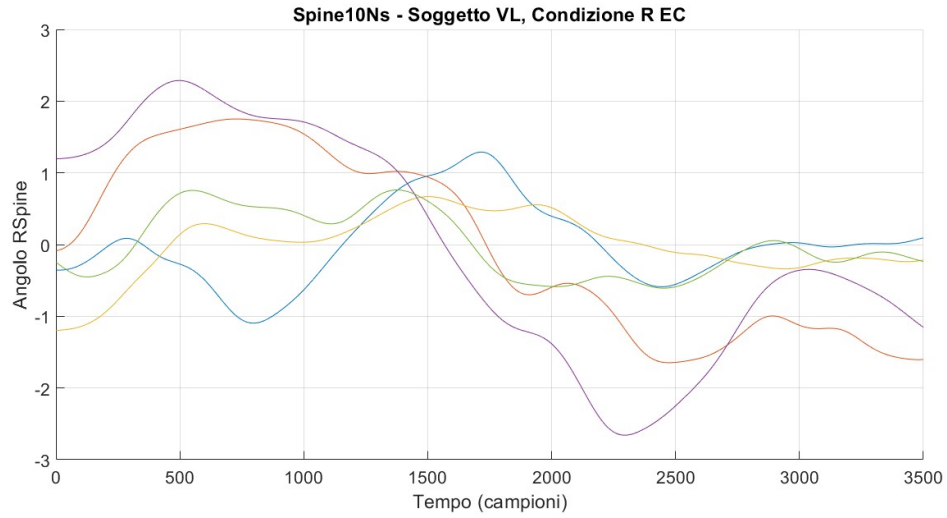


Figura 64: Sovrapposizione delle traiettorie dell'angolo dell'anca destra per il soggetto 2 nella condizione R_EC per un impulso di 10 Ns.

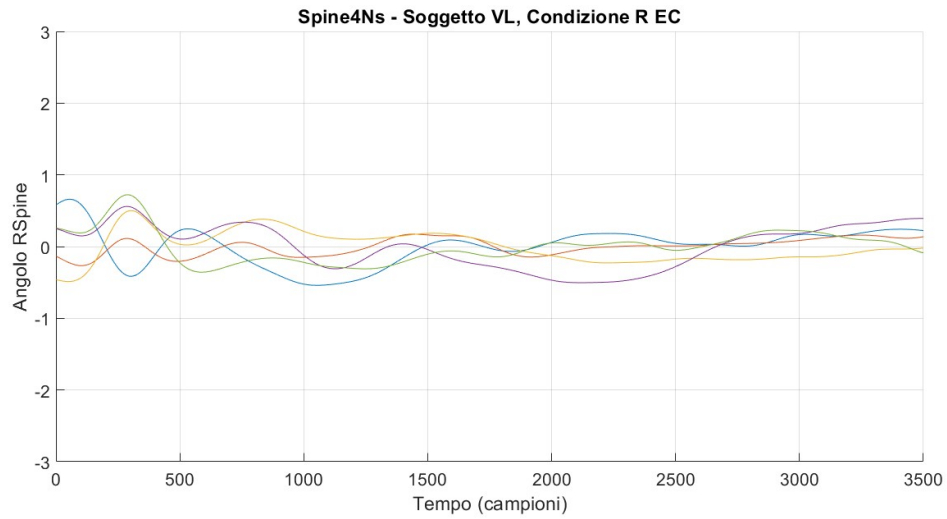


Figura 65: Sovrapposizione delle traiettorie dell'angolo dell'anca destra per il soggetto 2 nella condizione R_EC per un impulso di 4 Ns.

6 Capitolo 6: Risultati dell'analisi sperimentale

In questo capitolo sono riportati i risultati dell'analisi sperimentale eseguita e dell'analisi statistica, effettuata mediante il software *GraphPad Prism*.

È stata condotta un'analisi ANOVA a due vie, considerando le tre condizioni sperimentali (R_EO, R_EC, S_EO) e le due intensità di impulso (100 ms e 250 ms). Tale analisi ha consentito di valutare sia gli effetti principali di ciascun fattore sia l'interazione tra di essi. Per procedere con l'ANOVA, è stato necessario normalizzare i dati; tuttavia, l'unico parametro che seguiva una distribuzione normale era la durata della risposta posturale. Dall'analisi effettuata sul parametro *Durata della risposta* si deduce che il fattore relativo alla rigidità ha un effetto significativo.

Il test di Sidak per le comparazioni post-hoc ha mostrato differenze significative tra la condizione 'occhi aperti rilassato' e 'occhi aperti rigido' (p-value=0.0027 per impulsi di 10 Ns, p-value<0.0001 per impulsi di 4 Ns), nonché tra 'occhi chiusi rilassato' e 'occhi aperti rigido', per entrambe le intensità di impulso (10 Ns e 4 Ns).

Per i parametri *Latenza del CoP* e *Delta CoP*, poiché i dati non seguivano una distribuzione normale, è stata effettuata un'analisi non parametrica. In particolare, sono stati utilizzati il test di Friedman per confrontare più di due gruppi e il test di Wilcoxon per confrontare coppie di condizioni.

Nel caso della latenza del CoP è stata ottenuta una differenza significativa tra condizione 'occhi chiusi rilassato' e 'occhi aperti rigido' (p = 0.00089) per impulsi di 10 Ns. Per il Delta CoP, invece:

- Differenza significativa tra condizione 'occhi chiusi rilassato' e 'occhi aperti rigido' (p = 0.00089) per impulsi di 10 Ns;
- Differenza significativa tra condizione 'occhi aperti rilassato' e 'occhi aperti rigido' (p = 0.00068) per impulsi di 4 Ns;
- Differenza significativa tra condizione 'occhi chiusi rilassato' e 'occhi aperti rigido' (p = 0.00052) per impulsi di 4 Ns.

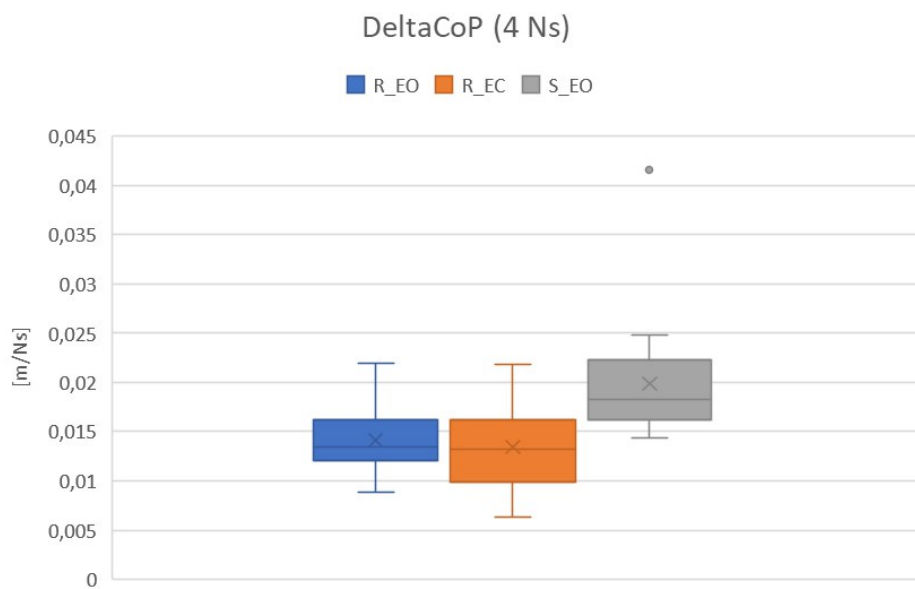


Figura 66: *Box plot del DeltaCoP per impulsi di 4 Ns nelle tre condizioni.*

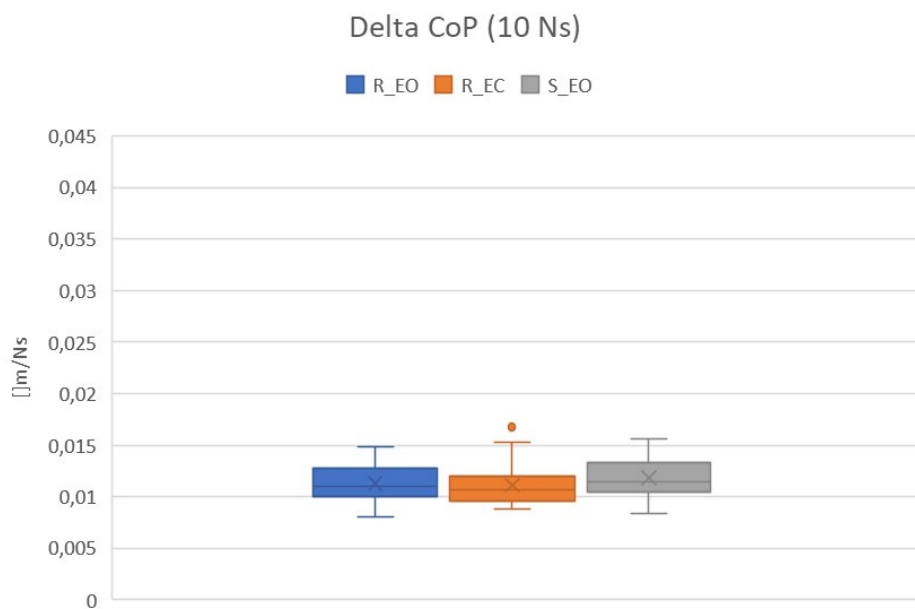


Figura 67: *Box plot del DeltaCoP per impulsi di 10 Ns nelle tre condizioni.*

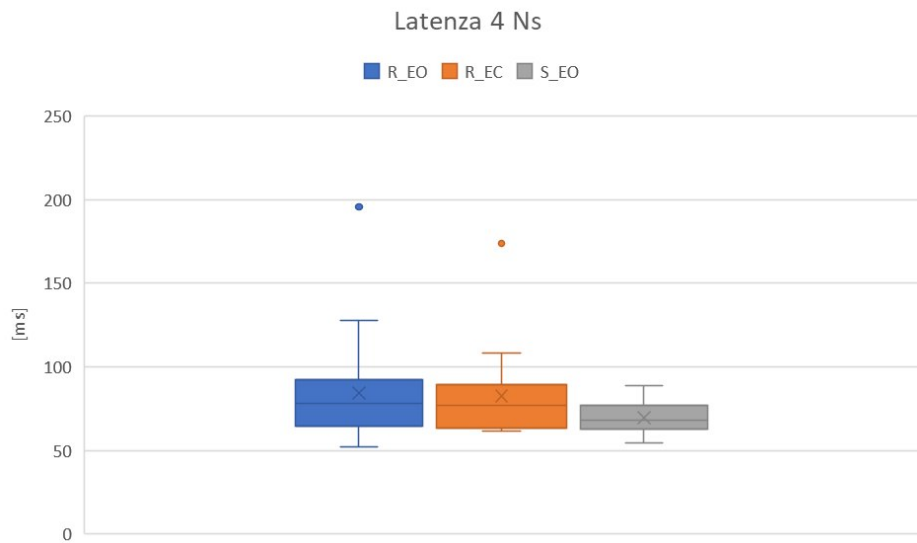


Figura 68: *Box plot della Latenza per impulsi di 4 Ns nelle tre condizioni.*

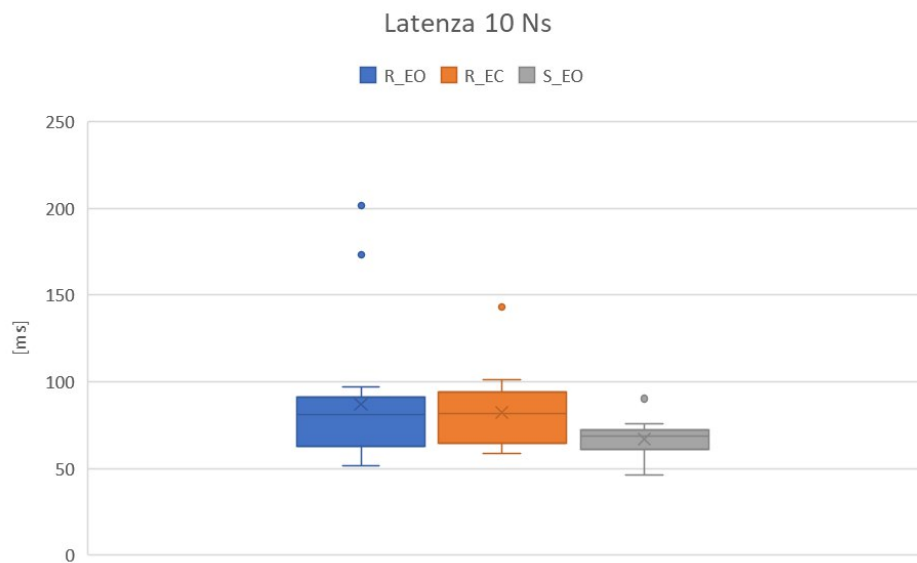


Figura 69: *Box plot della Latenza per impulsi di 10 Ns nelle tre condizioni.*

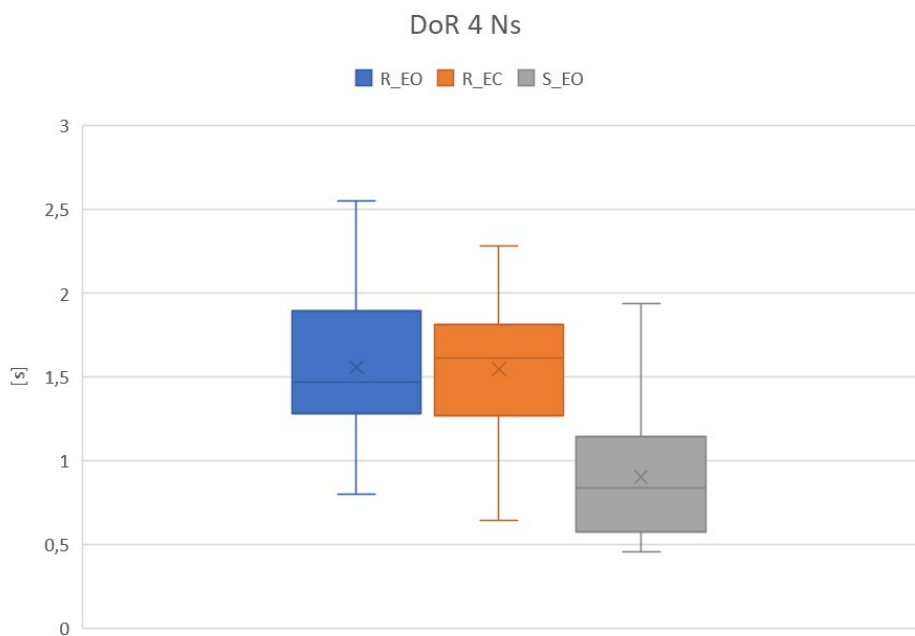


Figura 70: *Box plot della Durata della risposta (DoR) per impulsi di 4 Ns nelle tre condizioni.*

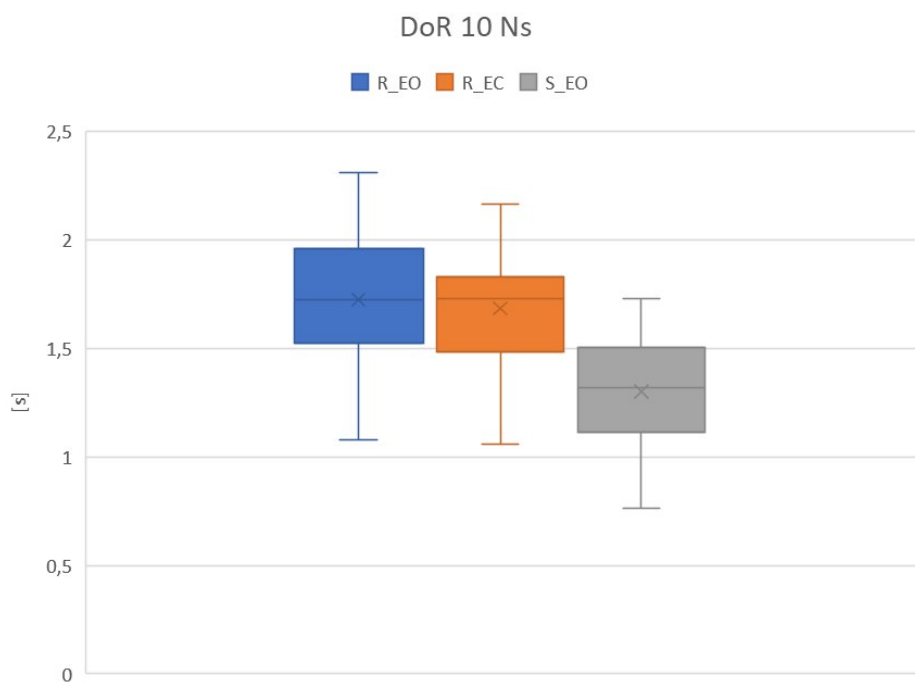


Figura 71: *Box plot della Durata della risposta (DoR) per impulsi di 4 Ns nelle tre condizioni.*

I valori medi della latenza del CoP e della durata della risposta posturale nella condizione 'S_EO' tendono a diminuire, rispetto alle altre due condizioni, indicando un controllo posturale più rapido ed efficace.

Il parametro DeltaCoP mostra valori medi simili tra le condizioni, sebbene nella condizione 'S_EO' nel caso di un impulso pari a 4 Ns, risulti leggermente maggiore. La coppia alla cavaglia che il soggetto riesce ad applicare in questo ultimo caso è quindi di intensità maggiore rispetto al caso in cui al soggetto è stata data l'istruzione di stare rilassato.

Nella tabella sottostante sono riportati i valori di media e deviazione standard dei parametri analizzati nelle tre diverse condizioni e per le due intensità di impulso.

	Impulso 10 Ns		
	R_EO	R_EC	S_EO
DeltaCoP [cm/Ns]	1.125±0.22	1.11±0.22	1.18±0.23
Latenza [ms]	86.24±37.44	84.24±20.27	67.4±9.34
DoR [s]	1.73±0.46	1.68±0.43	1.3±0.52
	Impulso 4 Ns		
	R_EO	R_EC	S_EO
DeltaCoP [cm/Ns]	1.41±0.43	1.345±0.48	1.985±0.68
Latenza [ms]	81.95±23.57	83.77±26.37	69.67±10.05
DoR [s]	1.56±0.55	1.55±0.56	0.9±0.56

Tabella 9: Valori di media e deviazione standard dei parametri del CoP nelle tre diverse condizioni, suddivisi per i due impulsi impartiti (10 Ns e 4 Ns).

Per ciascuno dei muscoli analizzati è stato calcolato il valore RMS. Da una prima analisi, il muscolo che si attiva maggiormente è il tibiale anteriore. Al contrario, dall'analisi è emerso che il muscolo retto addominale non risulta rilevante per questo tipo di indagine, che prevede perturbazioni del tronco in direzione antero-posteriore. Infatti, anche durante la fase di calibrazione, quando ai soggetti veniva richiesto di estendere e flettere il tronco, non si osservava una significativa attivazione di questo muscolo. Di seguito sono riportati i valori dell'RMS dei sei muscoli analizzati:

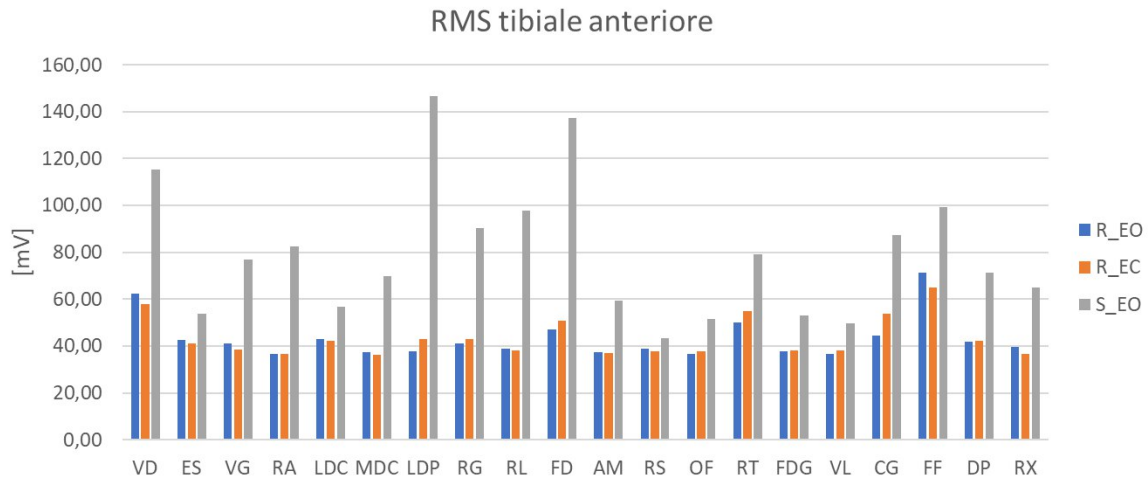


Figura 72: Valori dell'RMS per il muscolo tibiale anteriore per i 20 soggetti, nelle tre diverse condizioni.

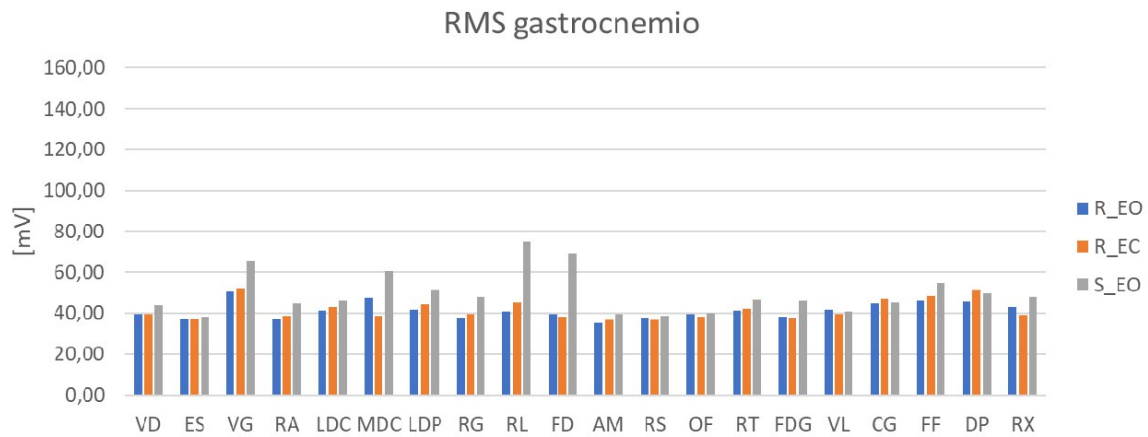


Figura 73: Valori dell'RMS per il muscolo gastrocnemio laterale per i 20 soggetti, nelle tre diverse condizioni.

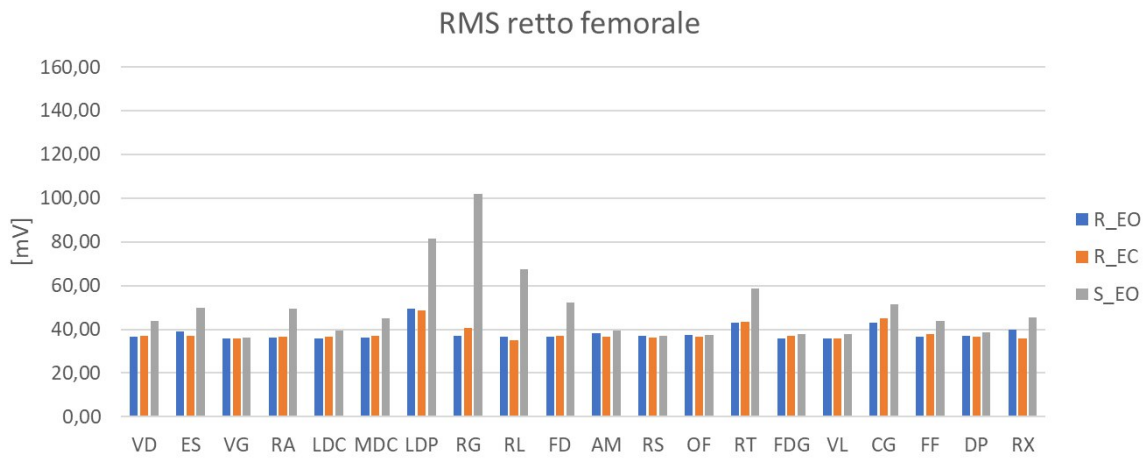


Figura 74: Valori dell'RMS per il muscolo retto femorale per i 20 soggetti, nelle tre diverse condizioni.

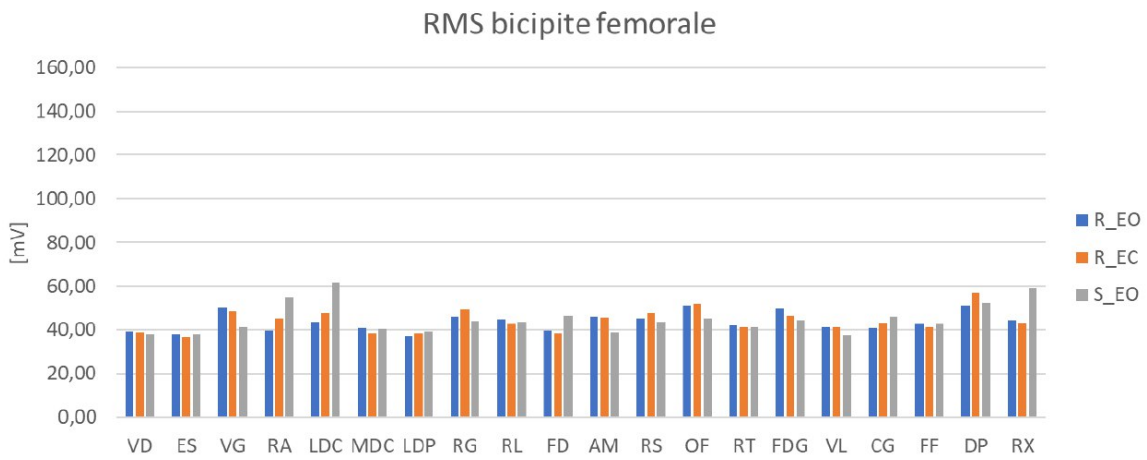


Figura 75: Valori dell'RMS per il muscolo bicipite femorale per i 20 soggetti, nelle tre diverse condizioni.

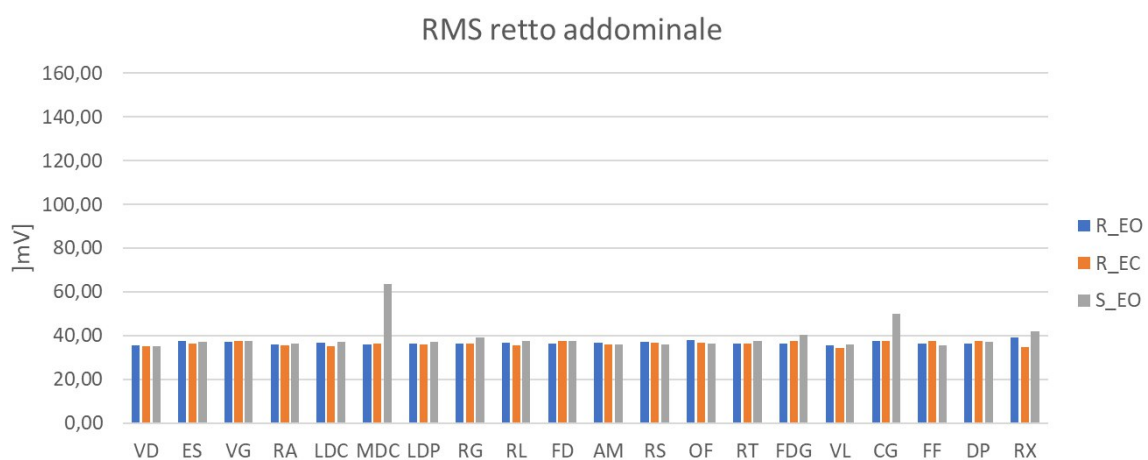


Figura 76: Valori dell'RMS per il muscolo retto addominale per i 20 soggetti, nelle tre diverse condizioni.

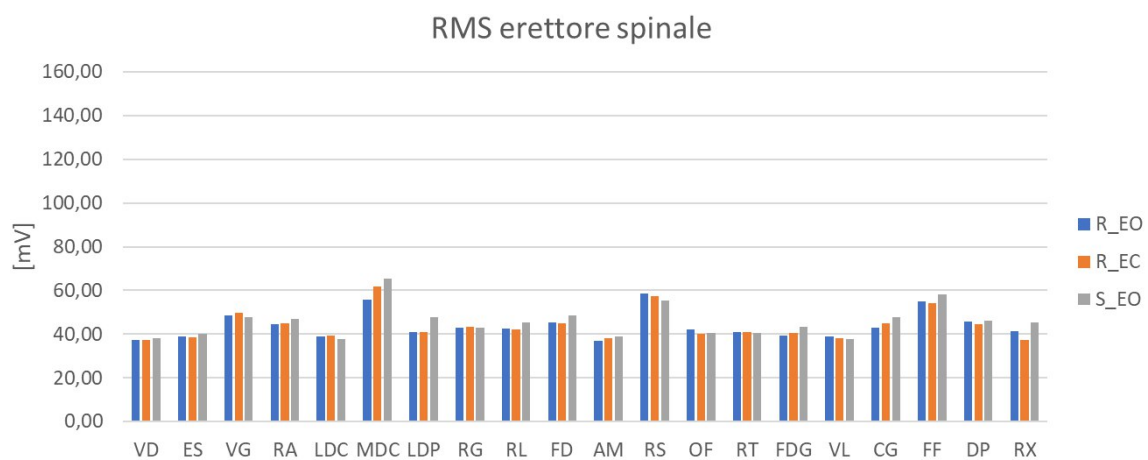


Figura 77: Valori dell'RMS per il muscolo erettore spinale per i 20 soggetti, nelle tre diverse condizioni.

Nella condizione 'occhi aperti rigido' i muscoli presentano un'attivazione di base più elevata rispetto alle condizioni in cui al soggetto viene data l'istruzione di stare rilassato. Questo è visibile nella media dell'involuppo calcolata nei 2 secondi precedenti la perturbazione, che mostra un'attività muscolare più alta nella condizione rigida.

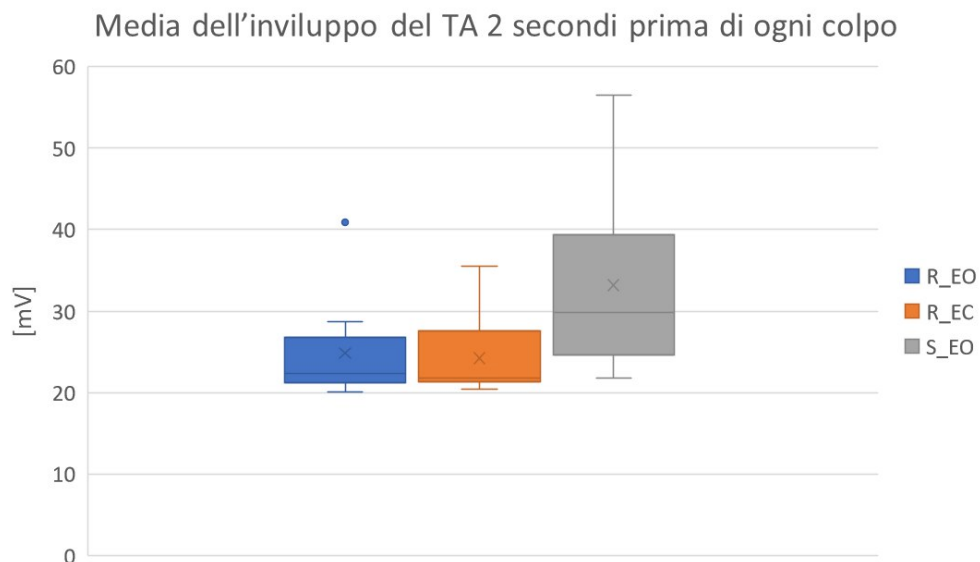


Figura 78: Media dell'involuppo del muscolo tibiale anteriore 2 secondi prima di ogni colpo, per i 20 soggetti nelle tre diverse condizioni.

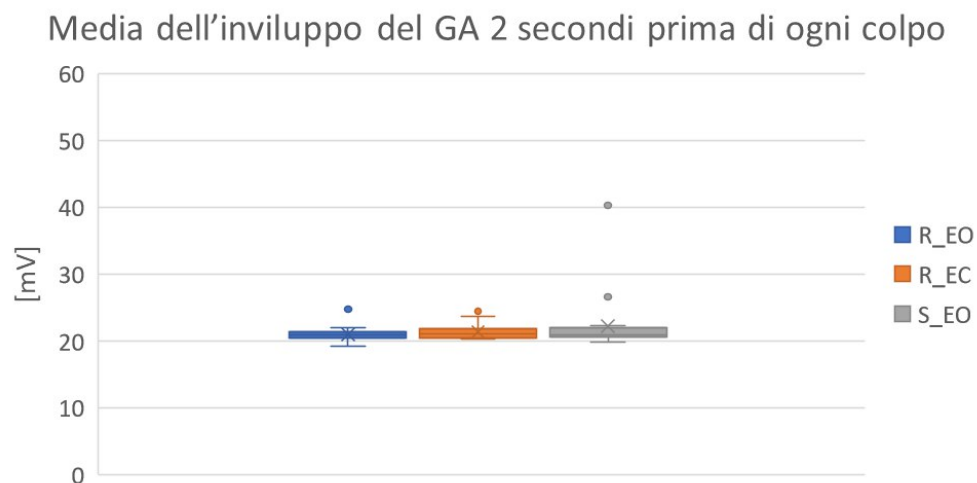


Figura 79: Media dell'involuppo del muscolo gastrocnemio 2 secondi prima di ogni colpo, per i 20 soggetti nelle tre diverse condizioni.

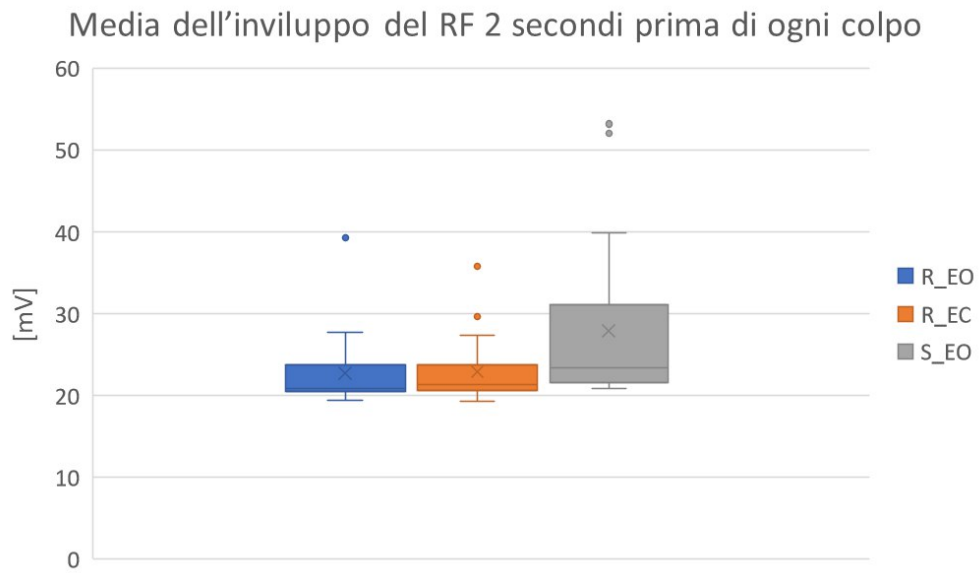


Figura 80: *Media dell'inviluppo del muscolo retto femorale 2 secondi prima di ogni colpo, per i 20 soggetti nelle tre diverse condizioni.*

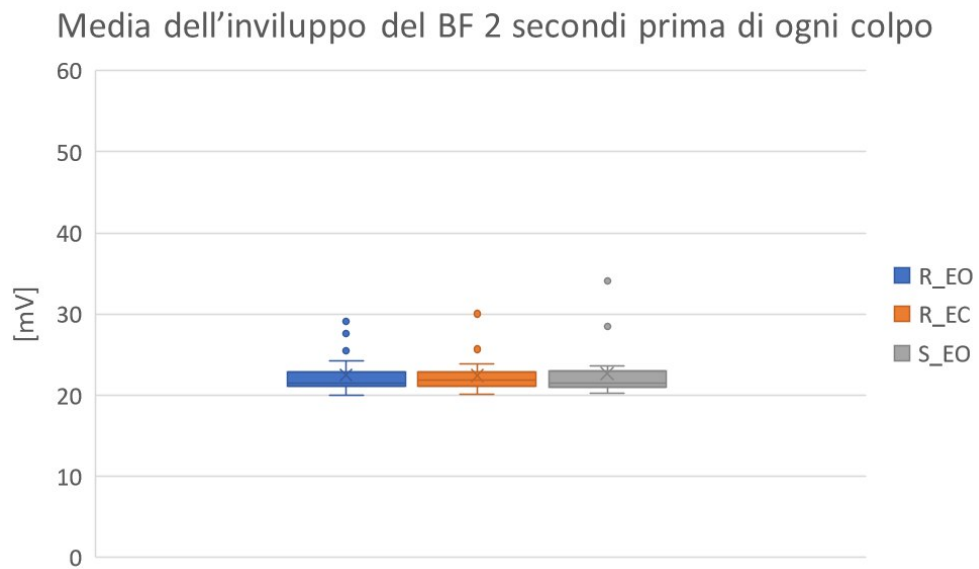


Figura 81: *Media dell'inviluppo del muscolo bicipite femorale 2 secondi prima di ogni colpo, per i 20 soggetti nelle tre diverse condizioni.*

Media dell'inviluppo del RA 2 secondi prima di ogni colpo

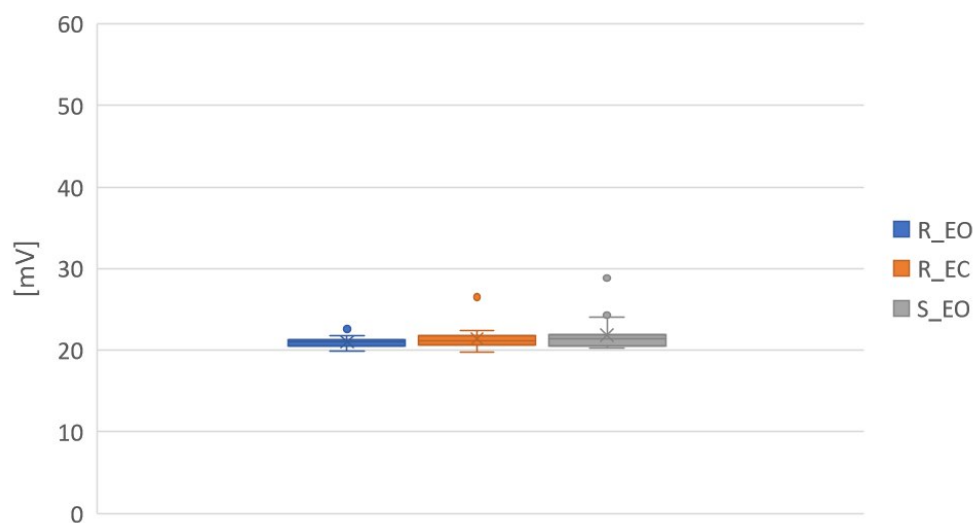


Figura 82: *Media dell'inviluppo del muscolo retto addominale 2 secondi prima di ogni colpo, per i 20 soggetti nelle tre diverse condizioni.*

Media dell'inviluppo dell'ES 2 secondi prima di ogni colpo

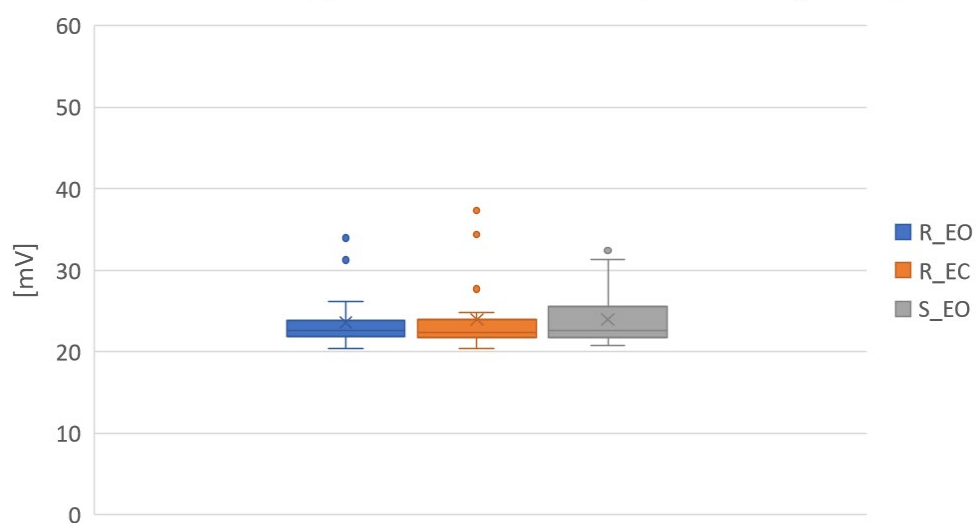


Figura 83: *Media dell'inviluppo del muscolo erettore 2 secondi prima di ogni colpo, per i 20 soggetti nelle tre diverse condizioni.*

Di seguito è riportata una tabella con i valori di media e deviazione standard della latenza per i 6 muscoli nelle 3 diverse condizioni:

	R_EO	R_EC	S_EO
Tibiale anteriore	452.32 ± 191.17 ms	438.62 ± 259.5 ms	222.5 ± 199.33 ms
Gastrocnemio	180.34 ± 164.01 ms	174.05 ± 161.05 ms	90.39 ± 74.95 ms
Retto femorale	581.72 ± 257.73 ms	585.96 ± 255.15 ms	303.49 ± 186.41 ms
Bicipite femorale	146.43 ± 103.34 ms	157.27 ± 135.01 ms	121.96 ± 120.41 ms
Retto addominale	577.09 ± 239.89 ms	688.96 ± 250.22 ms	495.45 ± 266.58 ms
Erettore spinale	186.31 ± 122.66 ms	222.22 ± 185.16 ms	133.06 ± 99.06 ms

Tabella 10: Valori di media e deviazione standard della latenza di ogni muscolo.

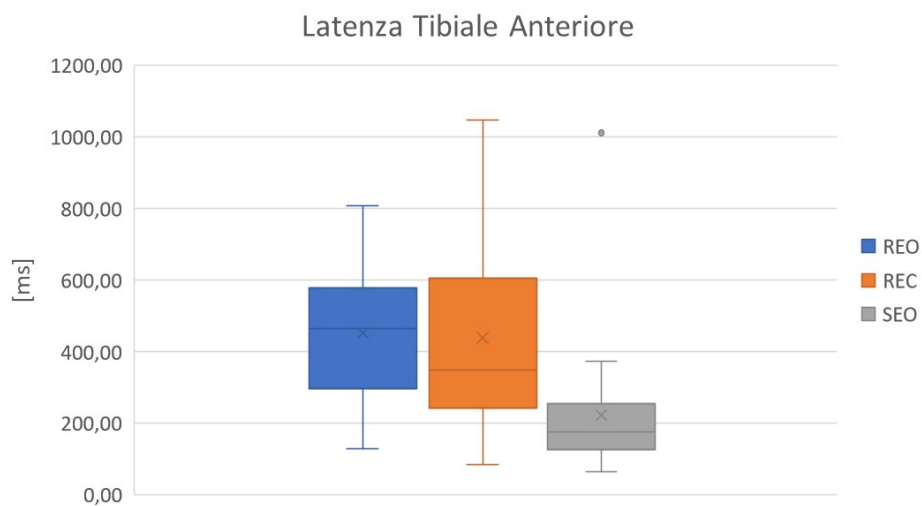


Figura 84: Valori medi di latenza del muscolo tibiale anteriore, per i 20 soggetti nelle tre diverse condizioni.

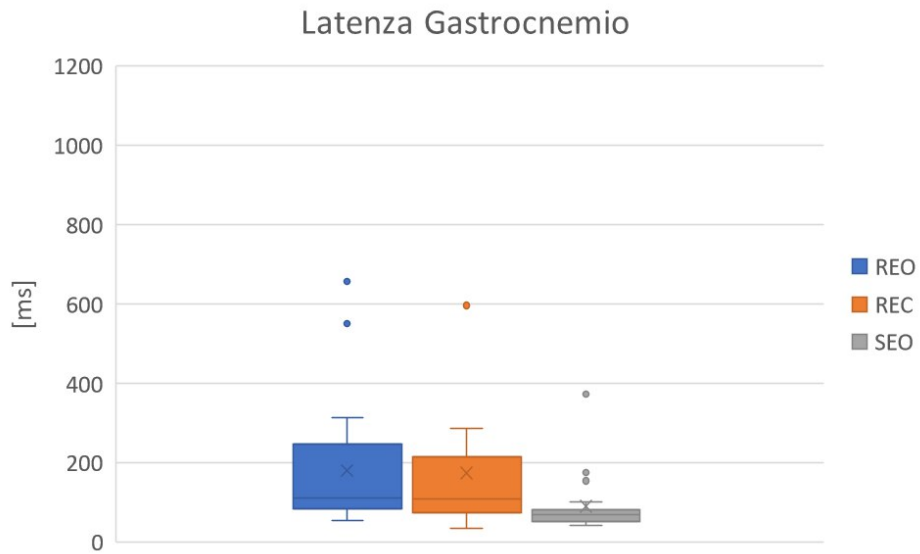


Figura 85: Valori medi di latenza del muscolo gastrocnemio, per i 20 soggetti nelle tre diverse condizioni.

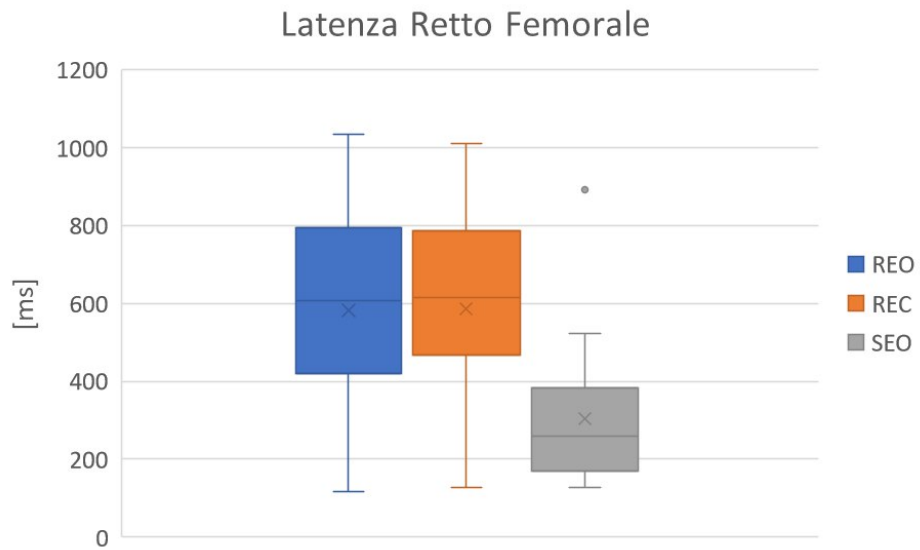


Figura 86: Valori medi di latenza del muscolo retto femorale, per i 20 soggetti nelle tre diverse condizioni.

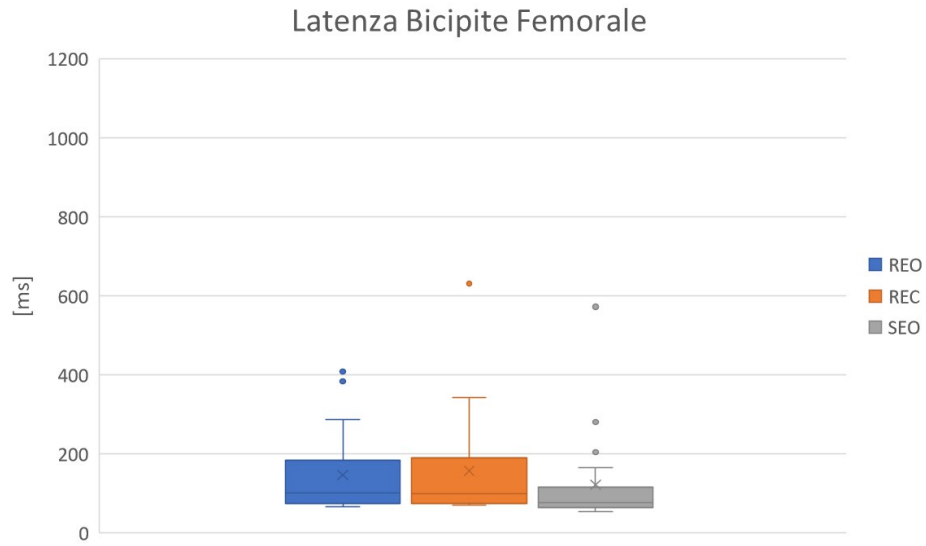


Figura 87: Valori medi di latenza del muscolo bicipite femorale, per i 20 soggetti nelle tre diverse condizioni.

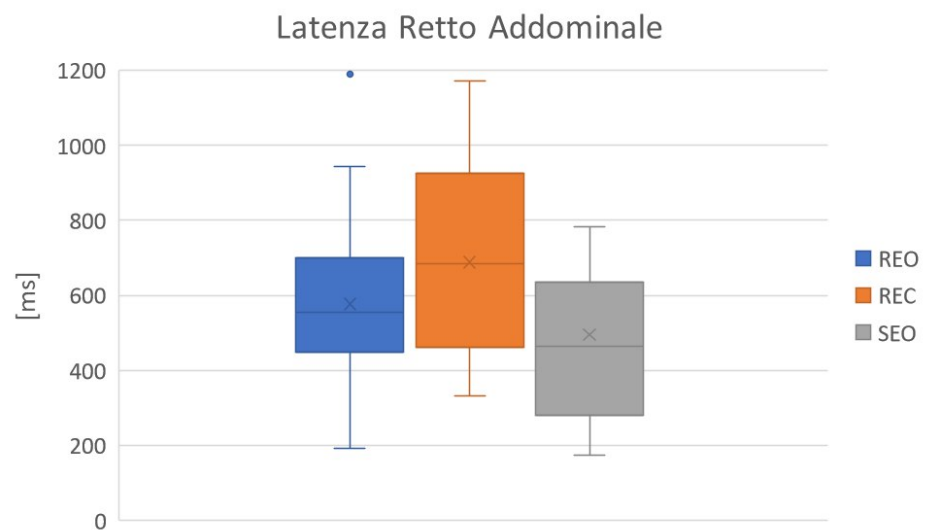


Figura 88: Valori medi di latenza del muscolo retto addominale, per i 20 soggetti nelle tre diverse condizioni.

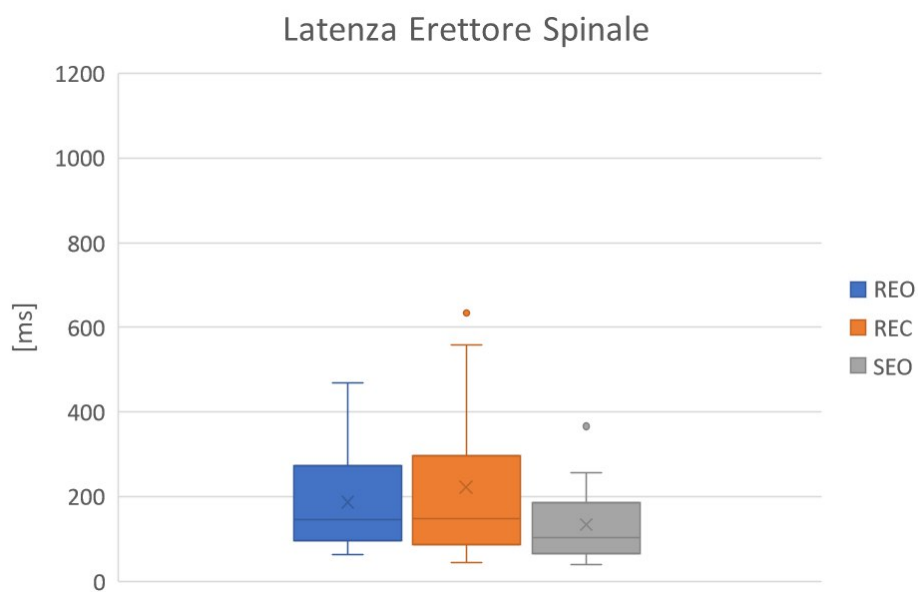


Figura 89: Valori di latenza del muscolo erettore spinale, per i 20 soggetti nelle tre diverse condizioni.

Dai valori di latenza si conferma che il primo meccanismo di correzione dello squilibrio è la flessione plantare, con una prima attivazione del muscolo gastrocnemio, seguita dalla dorsiflessione della caviglia, che determina l'attivazione del tibiale anteriore. Nella condizione 'occhi aperti rigido', le latenze risultano inferiori rispetto alle altre condizioni, indicando una maggiore prontezza del sistema nel reagire alla perturbazione.

In generale, i muscoli posteriori, quindi il gastrocnemio, il bicipite femorale e l'ereettore spinale, si attivano prima rispetto ai muscoli anteriori, cioè il tibiale, il retto femorale e il retto addominale.

Inoltre, durante le prove, l'ordine delle istruzioni fornite al soggetto è stato randomizzato, con l'obiettivo di verificare se chiedere al soggetto di adottare subito una posizione rigida influisca sulla sua capacità di discriminare tra una condizione in cui deve resistere al colpo senza farsi spostare e una condizione in cui deve invece rimanere rilassato.

Nei grafici sottostanti sono riportati i valori di RMS del tibiale anteriore, il muscolo maggiormente attivo, per i soggetti nei quali la condizione rigida è stata presentata per prima e per quelli nei quali è stata invece l'ultima condizione.

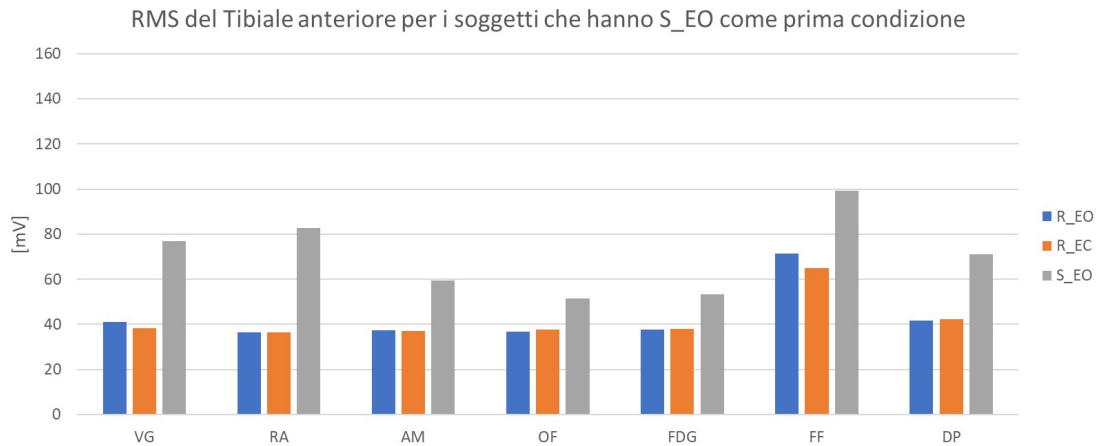


Figura 90: Valori RMS del muscolo tibiale anteriore per i soggetti che hanno S_EO come prima condizione.

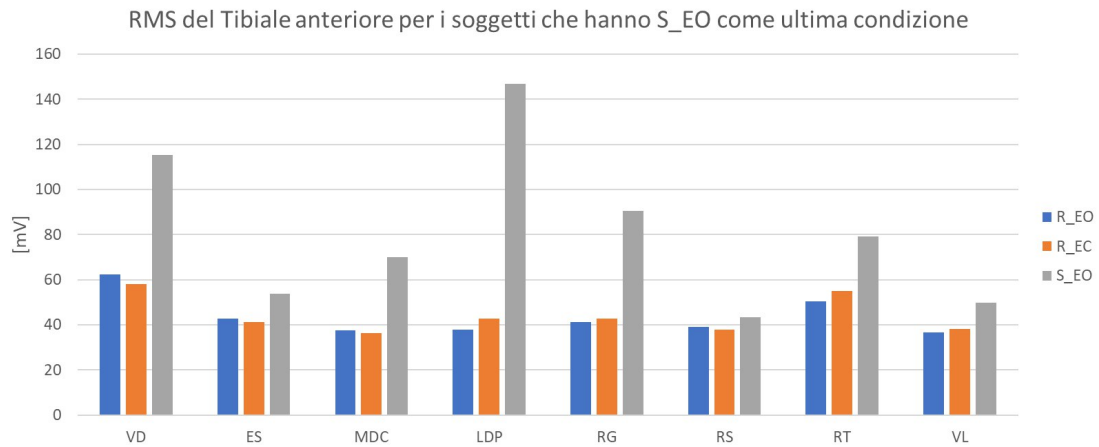


Figura 91: Valori RMS del muscolo tibiale anteriore per i soggetti che hanno S_EO come ultima condizione.

Qualitativamente, i valori di RMS del tibiale anteriore sembrano essere più elevati nei soggetti per i quali la condizione rigida è stata presentata come ultima, rispetto ai soggetti nei quali la condizione rigida era la prima. Questo potrebbe essere spiegato da una maggiore consapevolezza del soggetto acquisita nel corso dell'esperimento.

Oltre ai valori di RMS, sono riportati anche i valori della media dell'involuppo del muscolo tibiale anteriore nei due secondi precedenti ogni colpo. Si parla di sistema 'pre-condizionato', poiché nella condizione rigida l'attivazione media di tutti i muscoli è già più alta rispetto alla condizione di riposo, il che potrebbe spiegare una maggiore prontezza del sistema nel rispondere alla perturbazione. Anche in questo caso, sembrerebbero esserci qualitativamente valori maggiori nei soggetti nei quali l'istruzione di stare rigido veniva data per ultima.

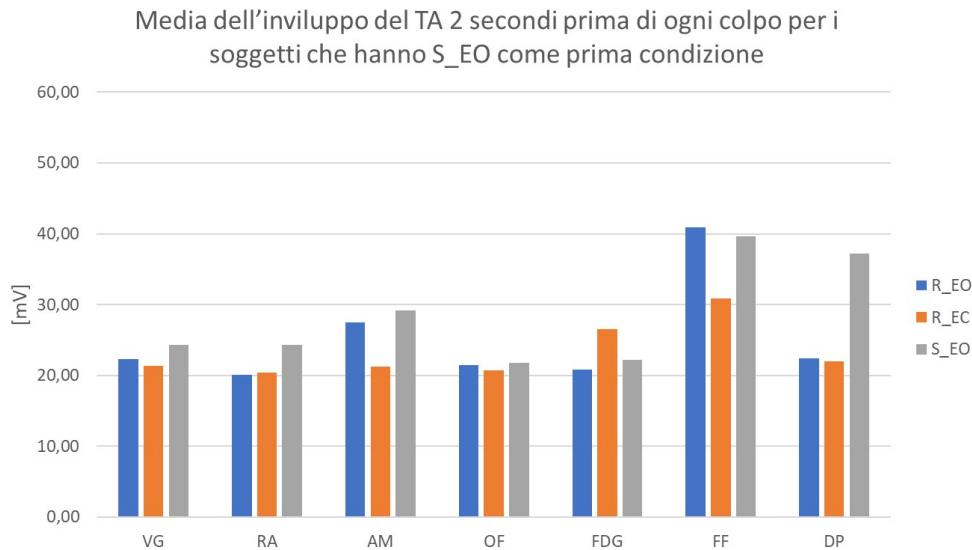


Figura 92: Valori della media dell'involuppo del muscolo tibiale 2 secondi prima di ogni colpo per i soggetti che hanno S_EO come ultima condizione.

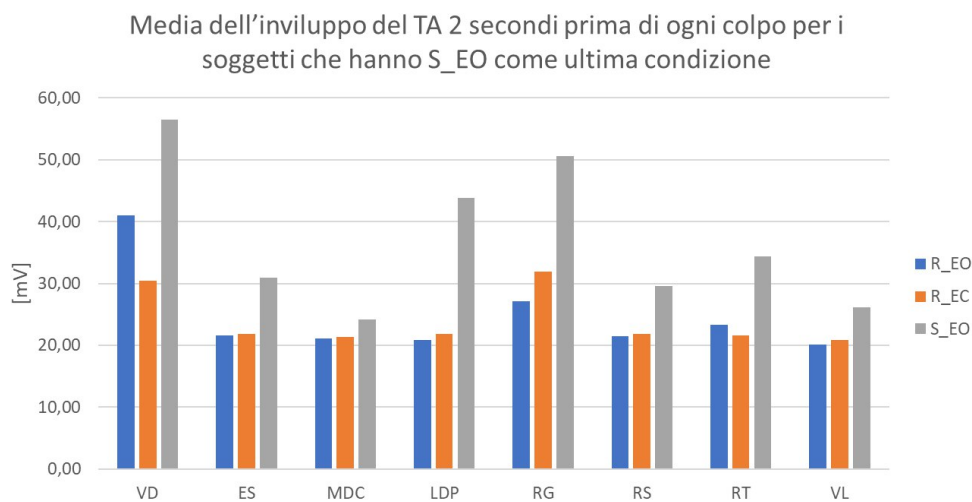


Figura 93: Valori della media dell'involuppo del muscolo tibiale 2 secondi prima di ogni colpo per i soggetti che hanno S_EO come ultima condizione.

Poiché i valori di RMS risultano maggiori nel caso in cui la condizione rigida viene data come ultima istruzione, si è voluto verificare se anche i range angolari mostrassero delle differenze in base all'ordine delle istruzioni. A tal fine, sono riportati di seguito i grafici che illustrano i risultati ottenuti:

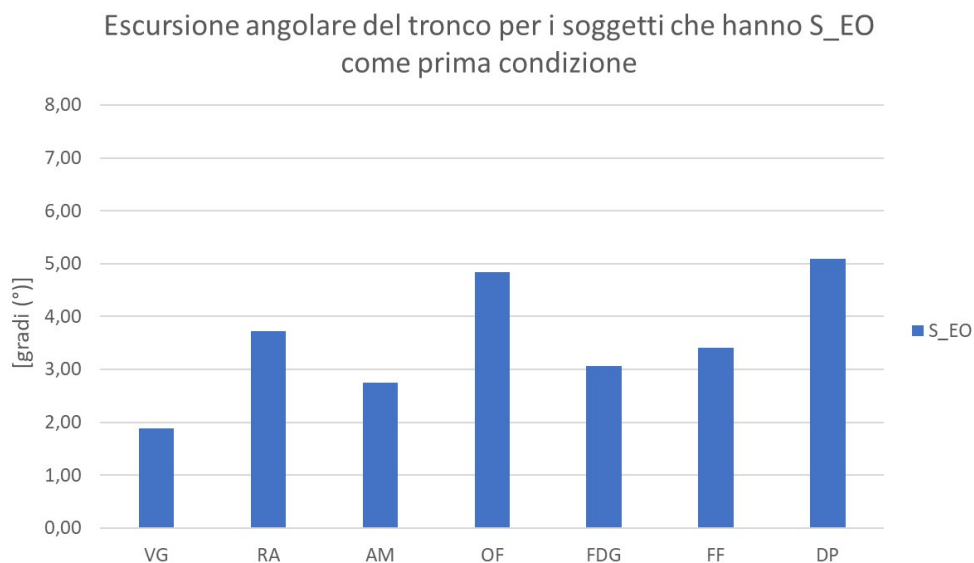


Figura 94: *Escursione angolare del tronco per i soggetti che hanno S_EO come prima condizione.*

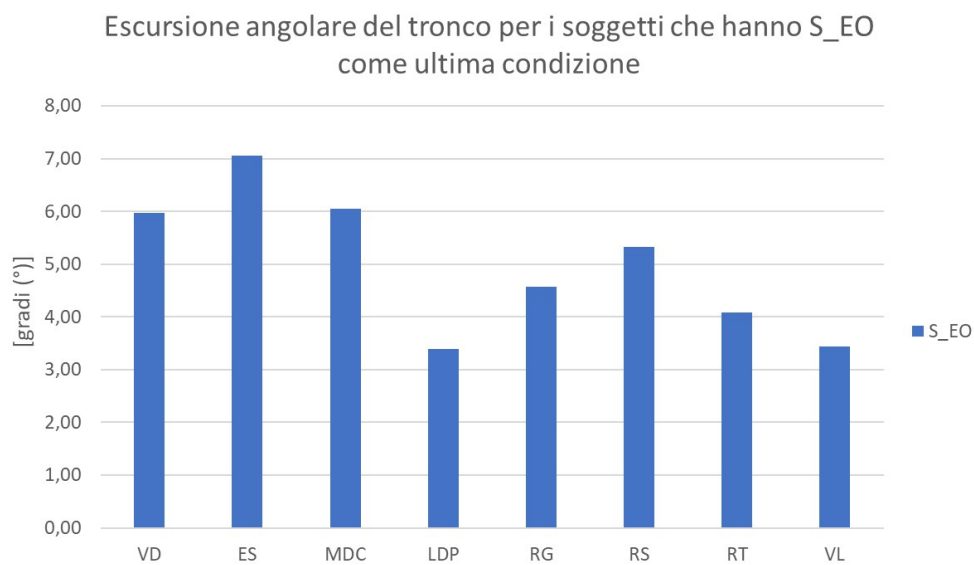


Figura 95: *Escursione angolare del tronco per i soggetti che hanno S_EO come prima condizione.*

L'escursione angolare è stata calcolata per l'angolo dell'anca, del ginocchio destro, della caviglia destra e del tronco, per le tre diverse condizioni, nelle due intensità di impulso (250 ms e 100 ms). È la differenza tra l'angolo massimo e quello minimo raggiunto durante il movimento, e questa variazione risulta quasi invariata tra le diverse condizioni.

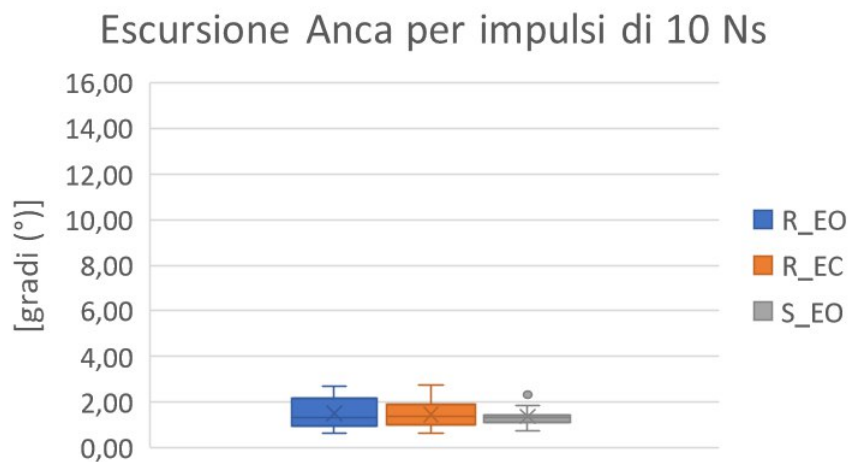


Figura 96: *Escursione angolare dell'anca nelle 3 diverse condizioni per impulsi di 10 Ns.*

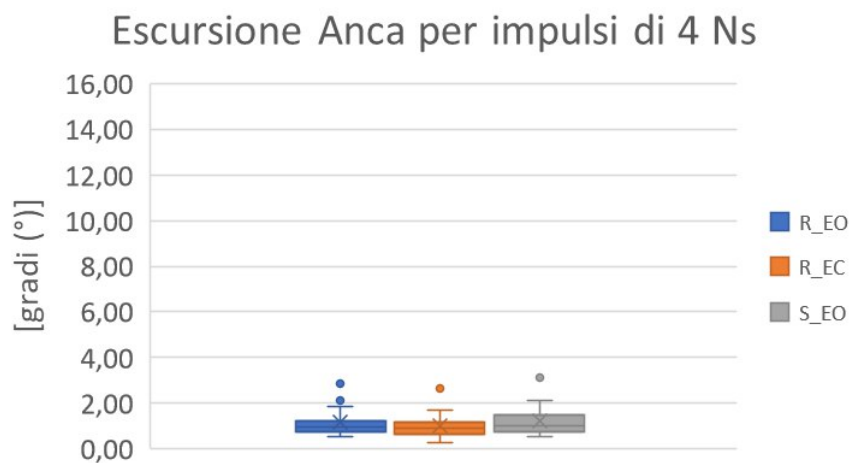


Figura 97: *Escursione angolare dell'anca nelle 3 diverse condizioni per impulsi di 4 Ns.*

Escursione Ginocchio per impulsi di 10 Ns

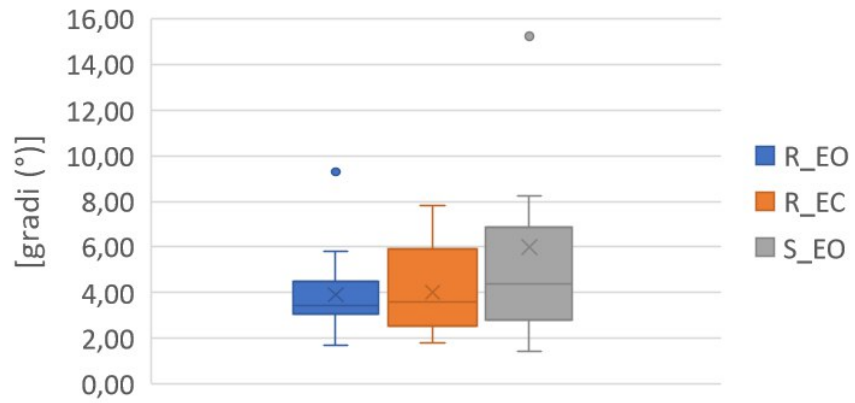


Figura 98: Escursione angolare del ginocchio destro nelle 3 diverse condizioni per impulsi di 10 Ns.

Escursione Ginocchio per impulsi di 4 Ns

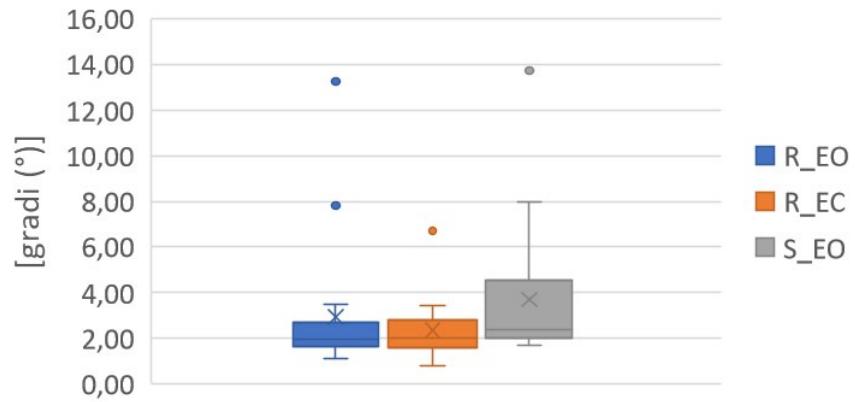


Figura 99: Escursione angolare del ginocchio destro nelle 3 diverse condizioni per impulsi di 4 Ns.

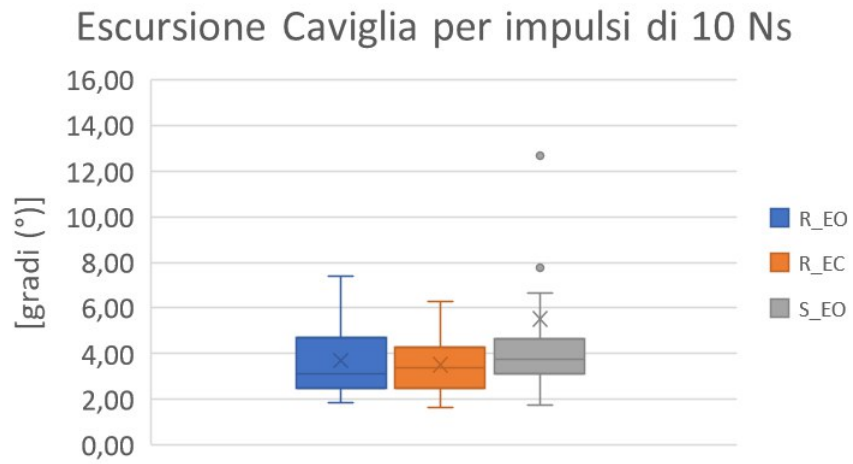


Figura 100: *Escursione angolare della caviglia destra nelle 3 diverse condizioni per impulsi di 10 Ns.*

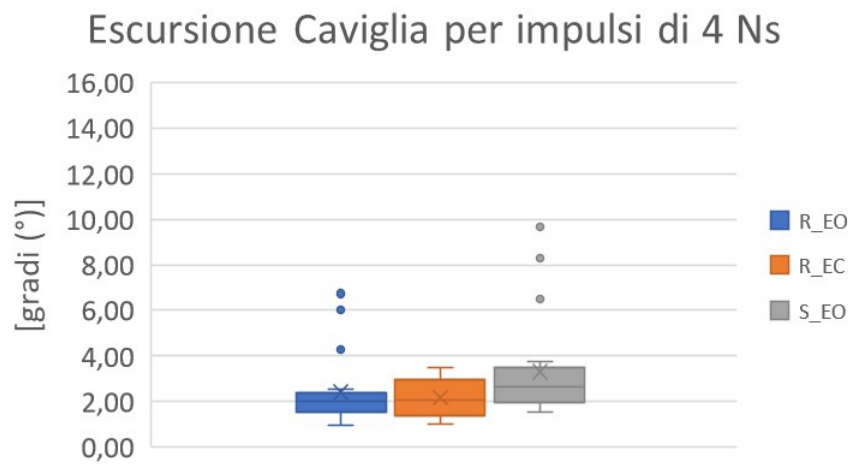


Figura 101: *Escursione angolare della caviglia destra nelle 3 diverse condizioni per impulsi di 4 Ns.*

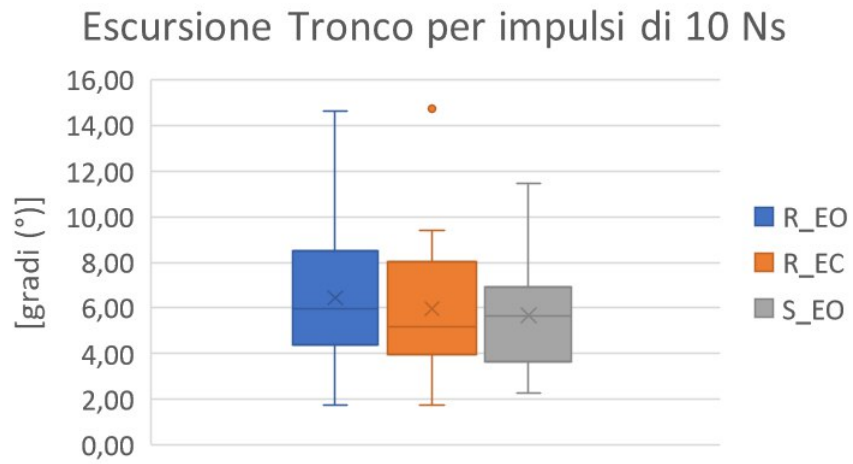


Figura 102: *Escursione angolare del tronco nelle 3 diverse condizioni per impulsi di 10 Ns.*

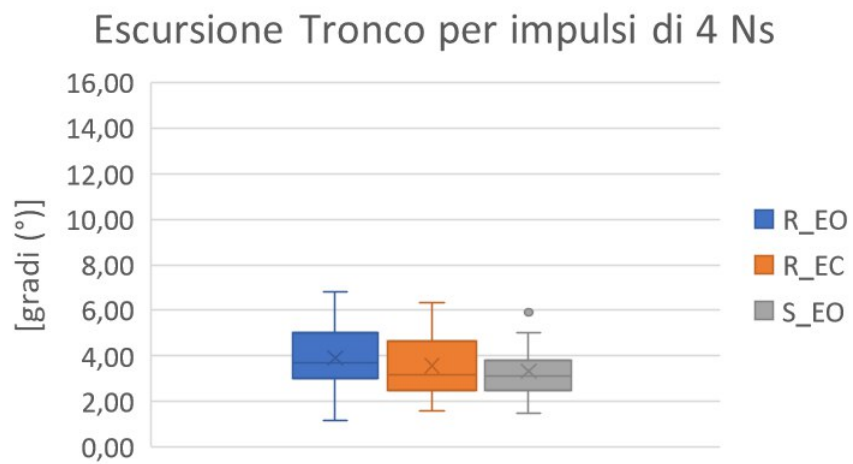


Figura 103: *Escursione angolare del tronco nelle 3 diverse condizioni per impulsi di 4 Ns.*

7 Capitolo 7: Conclusioni

L'obiettivo di questo lavoro di tesi è analizzare le reazioni posturali evocate durante prove di posturografia dinamica, in cui vengono applicate perturbazioni meccaniche di diversa intensità nella direzione antero-posteriore, a livello della regione interscapolare. L'intento è quello di individuare correlazioni tra l'entità dei disturbi e le risposte posturali osservate.

L'analisi è stata condotta utilizzando un dispositivo elettromeccanico (PGAS) sviluppato dal Dipartimento di Ingegneria Meccanica e Aerospaziale del Politecnico di Torino (DIMEAS). La risposta posturale è stata registrata mediante l'utilizzo di una pedana di forza, con la quale sono state eseguite tre prove per ciascun soggetto, variando la condizione sensoriale mediante apposite istruzioni. Gli indici FID e TAE sono stati calcolati per valutare l'accuratezza della ripetibilità dei colpi dati, e hanno fornito risultati coerenti con quelli ottenuti in precedenti campagne sperimentali.

Dall'acquisizione dei segnali di forza scambiati tra la pedana e il soggetto è stato ricavato il segnale di spostamento del centro di pressione (CoP), dal quale sono stati calcolati i parametri caratteristici della risposta posturale: latenza del CoP, durata della risposta e Delta CoP.

Per verificare se la condizione in cui si chiedeva al soggetto di mantenere una postura rigida differisse significativamente dalle altre condizioni, è stata eseguita un'analisi ANOVA. Questo approccio ha permesso di analizzare le eventuali differenze tra la condizione rigida e le altre condizioni sperimentali, fornendo un'indicazione statistica sull'effetto di questa variabile sulle risposte posturali dei soggetti.

Poiché il controllo dell'equilibrio è strettamente correlato all'attività muscolare, lo studio ha incluso l'analisi delle oscillazioni posturali in connessione con l'attivazione muscolare. Il calcolo dell'RMS del segnale EMG rettificato ha permesso di identificare i muscoli maggiormente coinvolti nelle prove, evidenziando quelli che si attivano in modo significativo e quelli che, data la bassa intensità dei colpi, risultano meno coinvolti in queste specifiche prove posturali. Inoltre, l'analisi dei valori di latenza ha confermato che i muscoli situati posteriormente si attivano prima rispetto a quelli localizzati anteriormente. Tuttavia, è emerso che i valori di deviazione standard associati a queste latenze sono molto elevati, indicando una certa variabilità nelle risposte muscolari tra i soggetti.

L'escursione angolare, ovvero la differenza tra l'angolo massimo e quello minimo raggiunto durante il movimento, calcolata per l'angolo dell'anca, del ginocchio destro, della caviglia destra e del tronco, per le tre diverse condizioni, nelle due intensità di impulso (250 ms e 100 ms), risulta quasi invariata tra le diverse condizioni, e ciò non permette di ottenere conclusioni significative.

L'argomento di questa tesi propone diverse idee per quanto riguarda gli sviluppi futuri dello studio in questione. I segnali acquisiti potrebbero essere integrati in modelli biomeccanici per ottenere informazioni più dettagliate sul comportamento posturale in risposta alle perturbazioni meccaniche. Inoltre, i risultati suggeriscono che monitorare sei muscoli potrebbe non essere necessario, rendendo opportuna una selezione più mirata dei muscoli da analizzare. Un ulteriore aspetto da approfondire riguarda l'ordine delle istruzioni fornite ai soggetti, che potrebbe influenzare le risposte posturali e meriterebbe indagini più approfondite.

Riferimenti bibliografici

- [1] Jose Luis Rosario. *What is Posture? A Review of the Literature in Search of a Definition*. 2017.
- [2] F. Carini. *Posture and posturology, anatomical and physiological profiles: overview and current state of art*. Vol. 88. 2017.
- [3] Basma A. AlGhali. *A study of the dynamic variability of the center of pressure during standing for normal subjects*. Vol. 10. 2023.
- [4] C. Ferraresi. *Development of an Automatic Perturbator for Dynamic Posturographic Analysis*. Vol. 93. 2021.
- [5] A. Rizzato. *Center of Pressure Behavior in Response to Unexpected Base of Support Shifting: A New Objective Tool for Dynamic Balance Assessment*. Vol. 23. 2023.
- [6] R. Pilkar. *Anticipatory and Compensatory Postural Responses during Perturbed Standing in Individuals with Traumatic Brain Injury*. 2019.
- [7] C. De Benedictis. *Parametric Identification of Postural Control Models in Humans Challenged by Impulse-Controlled Perturbations*. Vol. 133. 2023.
- [8] Yamamoto. *Perturbation-based balance exercise using a wearable device to improve reactive postural control*. Vol. 11. 2023.
- [9] Cesari. *Postural Threat Influences the Coupling Between Anticipatory and Compensatory Postural Adjustments in Response to an External Perturbation*. Vol. 490. 2022.
- [10] Adkin. *New Insights on Emotional Contributions to Human Postural Control*. Vol. 9. 2018.
- [11] Alyssa M. Bax. *The effects of perturbation type and direction on threat-related changes in anticipatory postural control*. Vol. 73. 2020.
- [12] C. Ferraresi. *Slide del corso: Biomeccanica applicata ai sistemi biomedici*.
- [13] Taborri Mileti. *Reactive Postural Responses to Continuous Yaw Perturbations in Healthy Humans: The Effect of Aging*. Vol. 20. 2019.
- [14] Ishizaki. *Development of a dynamic balance analysis and training system through posturography in a bipodal force platform with biaxial rotation*. Vol. 38. 2022.
- [15] K. Przekoracka. *Computerised dynamic posturography for postural control assessment in subjects wearing multifocal contact lenses dedicated for myopia control*. Vol. 41. 2021.
- [16] Picciotti. *Posturografia dinamica*. 2017/2018.
- [17] T. Kaewmanee. *The Role of Predictability of Perturbation in Control of Posture: A Scoping Review*. Vol. 26. 2022.

- [18] Christian Lopez. *Normative data of the sensory organization test, the motor control test, and the adaptation test on the bertec balance advantage in healthy adults*. 2017.
- [19] Cheryl D. Ford-Smith. *Test-retest reliability of the sensory organization test in noninstitutionalized older adults*. Vol. 76. 1995.
- [20] Steven P. Broglio. *Reliable Change of the Sensory Organization Test*. Vol. 18. 2008.
- [21] A. Cappozzo. *Human movement analysis using stereophotogrammetry. Part 1: theoretical background*. 2004.
- [22] M. Iosa. *Wearable inertial sensors for human movement analysis*. 2016.
- [23] Vicon Nexus. *Plug-in Gait Reference Guide*. 2022.
- [24] M. P. Kadaba. *Measurement of Lower Extremity Kinematics During Level Walking*. 1990.
- [25] M.A. Cavalcanti Garcia e T.M. M. Vieiraa. *Surface electromyography: Why, when and how to use it*. Vol. 4. 2011.
- [26] C.J. Heckman e Roger M. Enoka. *Motor Unit*. 2012.
- [27] Giuseppe C. Balboni. *Anatomia umana*. 1990.
- [28] N. Discepoli. *Sviluppo di una interfaccia grafica per la valutazione e il training del controllo posturale tramite feedback visivo del centro di pressione*. 2019/2020.
- [29] G. Rosario. *The impact of balance and visual feedback on tibialis anterior/gastrocnemius neuromuscular activation timing in healthy young adults*. Vol. 22. 2021.
- [30] F. Vicenzi. *Analisi morfometrica e biomeccanica delle componenti tendinee e muscolari del piede*. 2010/2011.
- [31] C. Duan. *Motion Capture for Sporting Events Based on Graph Convolutional Neural Networks and Single Target Pose Estimation Algorithms*. 2023.
- [32] Kenneth N. K. Fong. *A systematic review of the applications of markerless motion capture (MMC) technology for clinical measurement in rehabilitation*. 2023.
- [33] Gutemberg B. Guerra-Filho. *Optical Motion Capture: Theory and Implementation*. 2005.
- [34] Vicon Nexus. *Creating labeling skeleton templates (VSTS)*. 2023.
- [35] C. Ferraresi. *Hardware-In-the-Loop Equipment for the Development of an Automatic Perturbator for Clinical Evaluation of Human Balance Control*. Vol. 10. 2020.
- [36] D. P. Quiñones. *Design, implementation and control of an electromechanical perturbation device for postural control evaluation*. 2020.

- [37] Francesca Alba. *Analisi della postura in risposta a perturbazioni meccaniche tramite indagini sperimentali e numeriche*. 2023.
- [38] C. De Benedictis. *Contact force regulation in physical human-machine interaction based on model predictive control*. Vol. 41. 2023.
- [39] Vicon Nexus. *Vicon Vantage Reference Guide*. 2023.