

POLITECNICO DI TORINO

Corso di laurea magistrale in
Ingegneria Biomedica

TESI DI LAUREA MAGISTRALE

*Tricipite surale in stazione eretta e nel
bilanciamento di un pendolo inverso virtuale:
analisi e confronto dei pattern d'attivazione*



RELATORI:

Prof. Taian Martins Vieira

Prof. Marco Gazzoni

CANDIDATA:

Fabiola Agnello

A.A. 2017/2018

*“Importante non è ciò che facciamo
ma quanto amore mettiamo in ciò che facciamo;
bisogna fare piccole cose con grande amore.”*

– Madre Teresa di Calcutta –

SOMMARIO

SOMMARIO	5
ABSTRACT	7
1. INTRODUZIONE	8
2. CENNI TEORICI SULLA POSTURA ERETTA	9
2.1 MODELLO DELLA STAZIONE ERETTA	9
2.1.1 STRATEGIE DI ANCA E CAVIGLIA	11
2.1.2 MECCANISMI CHE CARATTERIZZANO LA STABILIZZAZIONE POSTURALE	11
2.2 ANATOMIA DELLA CAVIGLIA	12
2.3 FISILOGIA DEL MUSCOLO	14
2.3.1 IL MUSCOLO SCHELETRICO	14
2.4 STRUTTURA DEL MUSCOLO SCHELETRICO	17
2.5 MUSCOLI ALLA CAVIGLIA MAGGIORMENTE COINVOLTI NEL CONTROLLO POSTURALE	17
2.5.1 FLESSORI PLANTARI	18
2.5.2 FLESSORI DORSALI	19
2.6 SISTEMI COINVOLTI NEL CONTROLLO POSTURALE	20
2.6.1 SISTEMA SOMATOSENSORIALE	20
2.6.2 SISTEMA VESTIBOLARE	20
2.6.3 SISTEMA VISIVO	21
3. PROTOCOLLI DI TRAINING PER LA POSTURA ERETTA: STATO DELL'ARTE	22
3.1 PROTOCOLLI BASATI SULLE ARTI MARZIALI	22
3.1.1 TAI CHI QHUAN	22
3.1.2 KARATE	25
3.2 PROTOCOLLI BASATI SUL BIOFEEDBACK	27
3.2.1 FEEDBACK VISIVO	27
3.2.2 AUDIO – FEEDBACK	30
3.2.3 REALTA' VIRTUALE	34
4. METODI	38
4.1 PIATTAFORMA DINAMOMETRICA – CONCETTI DI BASE –	39
4.1.1 SENSORI RESISTIVI	40
4.1.2 SENSORI PIEZOELETTRICI	42
4.2 SEGNALE ELETTROMIOGRAFICO DI SUPERFICIE – CONCETTI DI BASE –	44
4.3 DESCRIZIONE STRUMENTAZIONE	46
4.3.1 ELETTROMIOGRAFO DUE PRO	46
4.3.2 PIATTAFORMA DINAMOMETRICA KISTLER	48
4.3.3 SCHEDA D'ACQUISIZIONE NATIONAL INSTRUMENT USB – 6210	50
4.3.4 GENERAZIONE SEGNALE DI TRIGGER	52
4.4 SUPPORTO SOFTWARE	52

4.5 DESCRIZIONE SOGGETTI, PREPROTOCOLLO E SET – UP	53
4.6 PROTOCOLLO SPERIMENTALE	54
4.6.1 FASI IN OFFLINE	54
4.6.2 FASE IN REAL-TIME	55
4.7 TECNICHE DI ANALISI DEI SEGNALI ELETTROMIOGRAFICI	56
4.7.1 CALCOLO DEI VALORI RMS	57
4.7.2 CALCOLO DELLA SOGLIA DI ATTIVAZIONE MUSCOLARE	57
4.7.3 CALCOLO PARAMETRI	58
5. STUDIO DEI CASI	60
5.1 FASE IN FREE STANDING	60
5.2 FASE IN REAL TIME	63
5.3 ANALISI DEI PARAMETRI CALCOLATI - SOGGETTO 1	65
5.3.1 DURATA D’ATTIVAZIONE MUSCOLARE	65
5.3.2 NUMERO DI ONSET	68
5.3.3 VALOR MEDIO	69
5.3.4 DEVIAZIONE STANDARD	71
5.4 ANALISI DEI PARAMETRI CALCOLATI - SOGGETTO 2	73
5.4.1 DURATA D’ATTIVAZIONE MUSCOLARE	74
5.4.2 NUMERO DI ONSET	75
5.4.3 VALOR MEDIO	77
5.3.4 DEVIAZIONE STANDARD	79
5.5 DISCUSSIONE	81
6. CONCLUSIONI	82
APPENDICE	83
A: MODELLO SIMULINK UTILIZZATO IN QUESTO LAVORO DI TESI	83
B: CONSENSO INFORMATO	84
C: PROTOCOLLO	88
BIBLIOGRAFIA	91
RINGRAZIAMENTI	94

ABSTRACT

La tesi si propone di utilizzare un sistema di feedback visivo che integri un modello biomeccanico della postura eretta controllato dal segnale elettromiografico dei muscoli che agiscono sull'articolazione della caviglia. Il fine è quello di analizzare il pattern d'attivazione muscolare ottenuto e confrontarlo con quello osservato nel controllo della normale stazione eretta. Si presume che, tramite il modello biomeccanico, soggetti sani riescano ad attivare i loro flessori plantari così come lo fanno mentre si mantengono in piedi. In tal caso il modello potrebbe rappresentare un paradigma per il training del controllo della postura in persone con disturbi posturali, potenzialmente a rischio di caduta.

The thesis intends to use a visual-feedback system that integrates a biomechanical model of the upright standing controlled from surface electromyograms detected from ankle plantar flexors. The aim is to compare the activation pattern of the calf muscles obtained while subjects stand upright and control a virtual, inverted pendulum. It is expected that health subjects activate their calf muscles similarly in both conditions. In such case, the biomechanical model could represent a paradigm for the training of posture control in persons with balance disorders, potentially at risk of falling.

1. INTRODUZIONE

Essere in grado di mantenere una buona postura eretta è una questione di fondamentale importanza per la vita degli esseri umani: si tratta della possibilità di essere indipendenti e autosufficienti, e di non incorrere nell'indesiderato rischio di caduta. In particolar modo per i pazienti affetti da malattie neurodegenerative, quali Parkinson e Sclerosi Multipla, e per gli anziani, il rischio di caduta porta con sé conseguenze ancora più gravi, che possono andare dalla rottura di segmenti ossei, al peggioramento delle condizioni di salute, dall'isolamento sociale, fino alla morte per complicanze. In Corriveau et al. (2001) si documenta che, tra le persone di età superiore ai 65 anni, il 30 – 35% cade almeno una volta all'anno e tale percentuale risulta aumentata al 50% per gli anziani fino agli 80 anni; va anche considerata la possibilità di recidiva: questo comporta un crescente aumento della spesa sanitaria, sia per le cure di primo soccorso, che per l'assistenza nelle eventuali problematiche conseguenti alla caduta. Per tali motivi l'interesse clinico e di ricerca sul controllo della postura eretta, e nella fattispecie, sui protocolli di training della stazione eretta, è sempre attivo e in crescita.

Va inoltre considerata anche la necessità di dare supporto a quei pazienti che per motivi temporanei non sono in grado di mantenersi in stazione eretta: si pensi ad esempio agli astronauti che, di ritorno dallo spazio, si ritrovano a doversi riadattare alla gravità terrestre con un corpo che risulta altamente indebolito sia a livello muscolare che osseo.

Il presente studio di tesi propone un protocollo per il training della postura eretta altamente innovativo, che sfrutta il binomio feedback visivo e modello biomeccanico della postura eretta, e che si discosta da quelli preesistenti: viene superata la limitazione dei protocolli di training attualmente esistenti in letteratura, per i quali risulta necessario che il paziente possa stare all'impiedi, poiché in questo caso si include la possibilità alternativa di eseguire gli allenamenti da seduti, pur non escludendo quella standard.

L'obiettivo primario è quello testare il protocollo e verificarne gli effetti sul controllo posturale. A tal scopo sono state effettuate delle sessioni sperimentali, con due soggetti volontari, e si è proceduto andando a confrontare i pattern di attivazione muscolare acquisiti durante la normale stazione eretta ('Free Standing') con quelli registrati nelle fasi di training. Il protocollo di training è stato inoltre testato per varie sensibilità.

Dall'analisi dei dati si ritiene d'aver ottenuto dei risultati molto interessanti, che confermano le ipotesi iniziali e aprono le porte verso indagini più approfondite, e sviluppi futuri, a riguardo.

2. CENNI TEORICI SULLA POSTURA ERETTA

In generale, il termine postura può assumere diversi significati in base all'ambito in cui si utilizza, andando a denotare l'allineamento del corpo che più ne favorisce la funzionalità, piuttosto che la posizione per il mantenimento della quale si richiede il minor sforzo muscolare (essendo il corpo umano un organismo plurisegmentato, esso può assumere molte posture ma raramente è in grado di mantenerle per lungo tempo), o ancora andando ad indicare la capacità di trattenere il centro di gravità del corpo all'interno della sua base d'appoggio.

Qualsiasi postura può essere definita antigravitaria, in quanto richiede il continuo contro bilanciamento della forza di gravità, e in particolar modo la postura eretta costituisce una condizione intrinsecamente instabile per via del fatto che il centro di massa del corpo stesso si trova posizionato al di sopra dell'articolazione della caviglia.

Molti sono in letteratura gli studi che mirano ad approfondire tutti gli aspetti che riguardano il controllo posturale, sia nella modalità statica che in quella dinamica, e molti i quesiti ancora aperti.

È certo che la stabilizzazione della stazione eretta è un'attività molto complessa sia dal punto di vista meccanico che neurologico, che necessita di un sistema centrale di controllo e di un'integrazione sensoriale articolata, che va a coinvolgere i sistemi somatosensoriale, vestibolare e visivo.

2.1 MODELLO DELLA STAZIONE ERETTA

È noto, dalla letteratura, che il modello che meglio descrive il comportamento del corpo umano in stazione eretta è quello del pendolo inverso: se ne distinguono varie versioni, da quelle multi – segmento, che mirano a mimare in maniera più realistica la natura plurisegmentata del corpo umano, a quella a singolo segmento, che pur applicando delle semplificazioni, è stata molto apprezzata in vari studi poiché sembra essere il giusto compromesso tra semplicità e non idealità. Inoltre, secondo Di Giulio et al. (2012) “nella stazione eretta a riposo, la natura multisegmentata del corpo umano è minimamente espressa attraverso le oscillazioni posturali: i movimenti su ogni articolazione sono minimi così che lo spostamento del centro di massa totale può essere riferito alla sola articolazione della caviglia e alle deformazioni dei piedi; per questo è possibile assumere che l'immobilizzazione delle articolazioni, per mezzo di un'alta rigidità, sia la strategia adottata dal sistema nervoso per controllare la postura eretta”.

In fig.1 è riportato il modello del pendolo inverso a singolo segmento, concetto che sta alla base del sistema utilizzato in questo lavoro di tesi. Come è possibile notare, le variabili in gioco sono le seguenti:

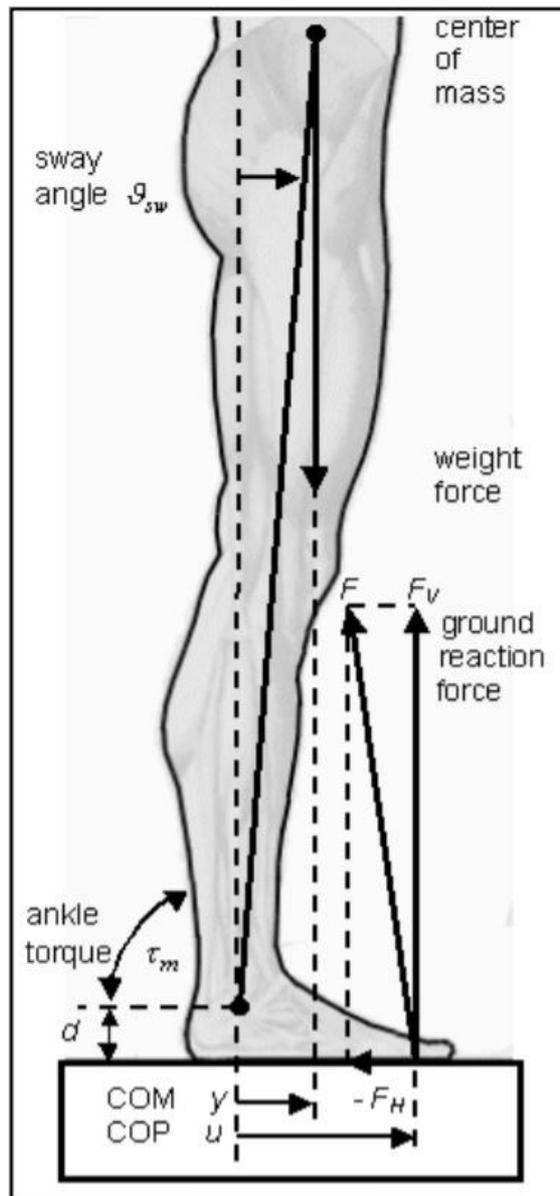


FIGURA 1 – PENDOLO INVERSO COME MODELLO DELLA STAZIONE ERETTA.^[30]

- A. COM: il centro di massa costituisce il baricentro corporeo; la distanza tra la proiezione sul piano orizzontale del malleolo e quella del COM è indicata in figura con la lettera y ;
- B. COP: il centro di pressione indica il punto in cui si applica la risultante delle forze scambiate tra la base di appoggio ed il mondo esterno, comunemente detta reazione vincolare; la distanza tra la proiezione del malleolo sul piano orizzontale e il COP lungo l'asse anteroposteriore è indicata in figura con la lettera u ;
- C. F_g : forza di gravità che agisce sul COM;
- D. F_v : reazione del terreno che agisce sul COP
- E. T_m : coppia muscolare alla caviglia.

Il fatto che il centro di massa è posizionato più in alto rispetto alla caviglia ha come conseguenza diretta la presenza di un polo nel semipiano positivo nella funzione di trasferimento del modello del pendolo inverso, caratteristica tipica dei sistemi instabili; approfondimenti più dettagliati in merito sono riportati nel lavoro di tesi di Raniolo (2018).

Il CoM e il CoP effettueranno delle oscillazioni tali per cui se la differenza $y-u$ è positiva il COM risulterà accelerato positivamente, e viceversa.

2.1.1 STRATEGIE DI ANCA E CAVIGLIA

Al fine di evitare la tendenza che questo sistema ha alla caduta il corpo umano tende a compensare adottando due diverse strategie, quella di anca e quella di caviglia; la prima, conosciuta anche come strategia di bilanciamento distale, prevede lo spostamento della parte superiore del corpo andando così ad agire sul COM: è un meccanismo lento tuttavia richiede uno sforzo muscolare minimo. Al contrario, con la strategia di caviglia si va a variare la coppia alla caviglia, modulando l'attivazione muscolare e agendo così direttamente sul COP: si tratta di un meccanismo diretto e veloce ma richiede buone capacità muscolari.

2.1.2 MECCANISMI CHE CARATTERIZZANO LA STABILIZZAZIONE POSTURALE

Dall'analisi degli articoli in letteratura^{[36][37][38][39][40]} è emersa l'esistenza di tre diversi meccanismi che favoriscono la stabilizzazione del pendolo inverso umano in risposta alle perturbazioni che lo interessano; questi meccanismi intervengono in contemporanea e sono:

- il meccanismo fisico: è correlato alla rigidità muscolare; da solo non è in grado di stabilizzare la postura eretta poiché la rigidità dei muscoli alla caviglia è inferiore al valore critico di rigidità muscolare dovuto alla coppia gravitazionale e altresì conosciuto in letteratura come “load stiffness”;
- il meccanismo reattivo: è costituito da una serie di risposte riflesse e si tratta di un controllo a feedback. A partire dalle informazioni provenienti dai sensori vestibolari, visivi, cinestetici tattili e propriocettivi viene elaborata una determinata risposta: la propagazione di questi segnali nervosi fa sì che tale meccanismo agisca con un certo ritardo.
- il meccanismo anticipativo: è un meccanismo a feed-forward che prevede l'eventuale disturbo ed elabora risposte programmate a priori in base a un modello interno di “fusione sensoriale e predizione dinamica”; in questo caso non vi sono ritardi dovuti alla propagazione e traduzione dei segnali nervosi.

2.2 ANATOMIA DELLA CAVIGLIA

La struttura ossea della caviglia e del piede ha l'importante funzione di dare stabilità al corpo umano permettendo di sopportare il peso corporeo durante la stazione eretta e più in generale nell'esecuzione dell'atto motorio: questo risultato è tuttavia ottenuto a discapito della flessibilità e dell'ampiezza dei movimenti.

L'articolazione della caviglia, altresì conosciuta come articolazione tibio-tarsica, è l'articolazione distale della gamba e, come già accennato in precedenza, è di fondamentale importanza nel problema del controllo della stazione eretta: in figura 2 si riporta un approfondimento relativo alle strutture ossee che la compongono.

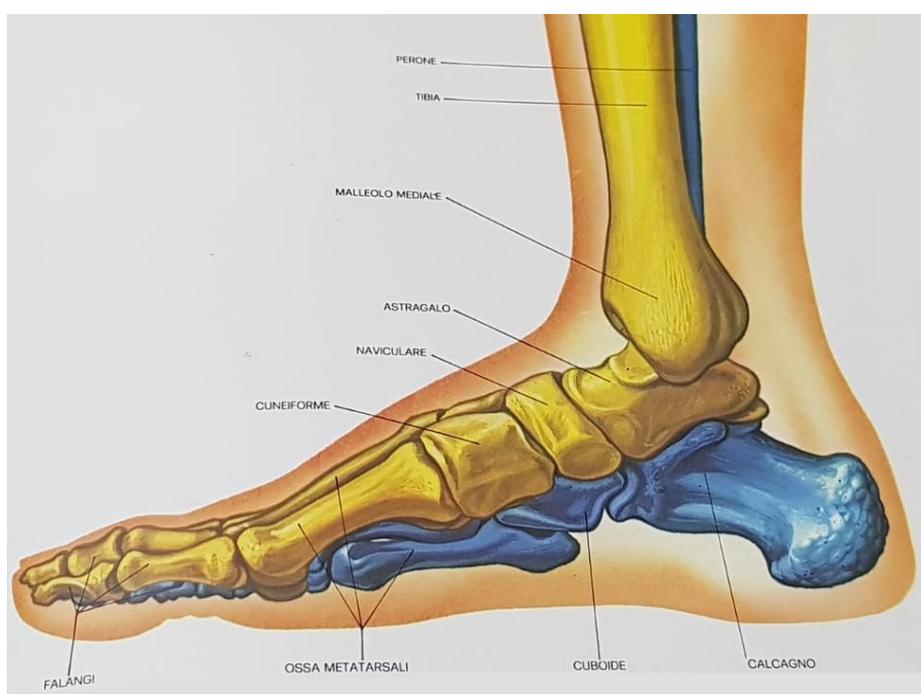
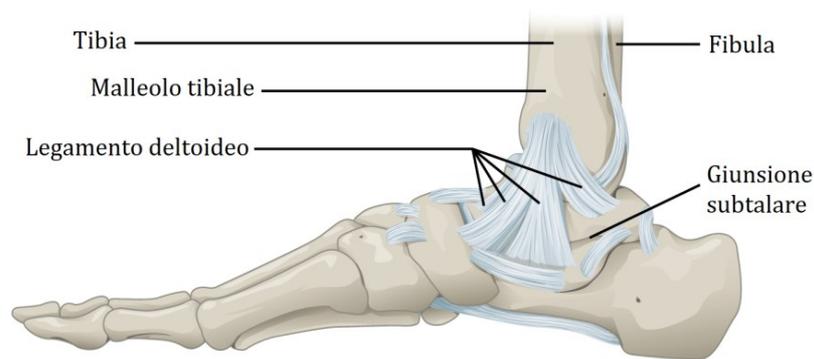


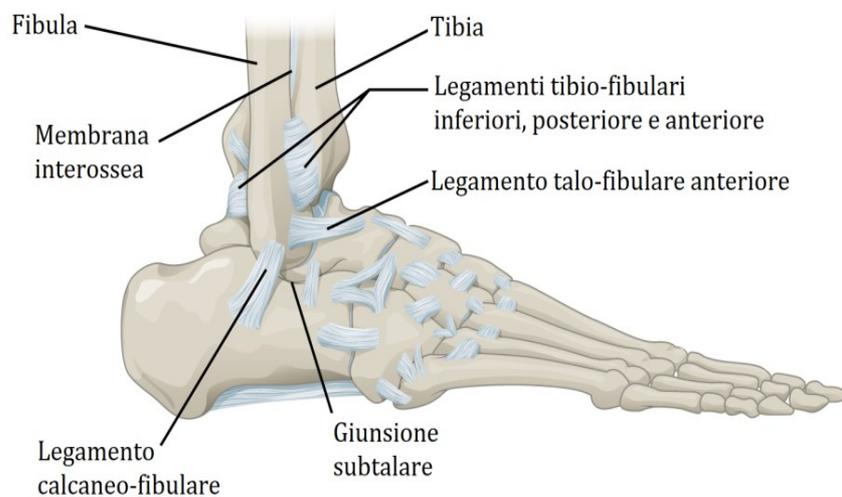
FIGURA 2 – STRUTTURE OSSEE CHE COMPONGONO L'ARTICOLAZIONE DELLA CAVIGLIA.^[41]

Si tratta di un'articolazione molto "serrata" che privilegia la stabilità e permette i movimenti di flesso – estensione del piede. È del tipo a ginglino angolare, dove la tibia e la fibula formano un incastro definito mortaio tibio–fibulare e sono unite all'astragalo per mezzo della capsula articolare e i legamenti di rinforzo; la capsula articolare si estende dai bordi del mortaio tibio–fibulare alla superficie articolare dell'astragalo e contiene il liquido sinoviale, la cui funzione è quella di lubrificare l'articolazione facilitando lo scorrimento tra le componenti ossee coinvolte.

La stabilità della capsula articolare è garantita da spessi legamenti che si distinguono in mediali e laterali, così come mostrato in figura 3.



Vista Mediale



Visione Laterale

FIGURA 3 – LEGAMENTI CHE INTERESSANO L'ARTICOLAZIONE DELLA CAVIGLIA.^[28]

Il legamento mediale, altresì detto deltoideo, origina a ventaglio dalla punta del malleolo mediale della tibia e presenta una struttura molto robusta; è costituito da quattro fasci principali che prendono il nome dei segmenti ossei ai quali sono legati: i legamenti tibio-talari, anteriore e posteriore, che collegano la tibia ai lati mediali del talo, il legamento tibio-navicolare, che connette più in superficie la tibia all'osso navicolare e il legamento tibio-calcaneale, che scorrendo proprio sotto la cute va a legare insieme la tibia e il calcagno.

Il legamento laterale invece, più debole del precedente, risulta essere maggiormente soggetto a lacerazioni per via del fatto che la stabilità laterale della caviglia è relativamente precaria, ed è costituito dal legamento calcaneo-fibulare e dal talo-fibulare anteriore, che collegano la punta del malleolo laterale alla zona laterale del talo, e il legamento talo-fibulare posteriore, che connette saldamente le parti posteriori di malleolo laterale e talo.

2.3 FISILOGIA DEL MUSCOLO

Il tessuto muscolare presenta una serie di caratteristiche che lo differenziano dagli altri tessuti corporei, prima tra tutte l'eccitabilità, ovvero la capacità di essere stimolate tramite impulsi nervosi; seguono poi la contrattilità e l'estensibilità, che indicano rispettivamente la capacità delle fibre muscolari di accorciarsi (o di mantenere una lunghezza fissa pur essendo sotto carico) e di allungarsi.

In generale è possibile distinguere fra tre diverse tipologie di tessuti muscolari: il tessuto muscolare liscio, quello presente nei muscoli viscerali, interessa tutte le contrazioni involontarie, infatti è generalmente attivato per via riflessa dal sistema nervoso autonomo. Il tessuto muscolare scheletrico, che presenta delle striature trasversali, costituisce tutti quei muscoli che effettuano delle contrazioni volontarie in risposta a stimoli trasmessi dal sistema nervoso centrale attraverso le fibre nervose motorie. Infine, il muscolo cardiaco, che pur presentando una striatura trasversale come il tessuto muscolare scheletrico è a contrazione involontaria, e si contrae ritmicamente anche se non presenta innervazioni grazie alla presenza di una particolare tipologia di cellule, le cellule pacemaker, specializzate nella generazione di potenziali d'azione in modo ritmico.

2.3.1 IL MUSCOLO SCHELETRICO

In figura 4 si riporta in modo schematico l'organizzazione tipica delle fibre muscolari nei muscoli scheletrici.

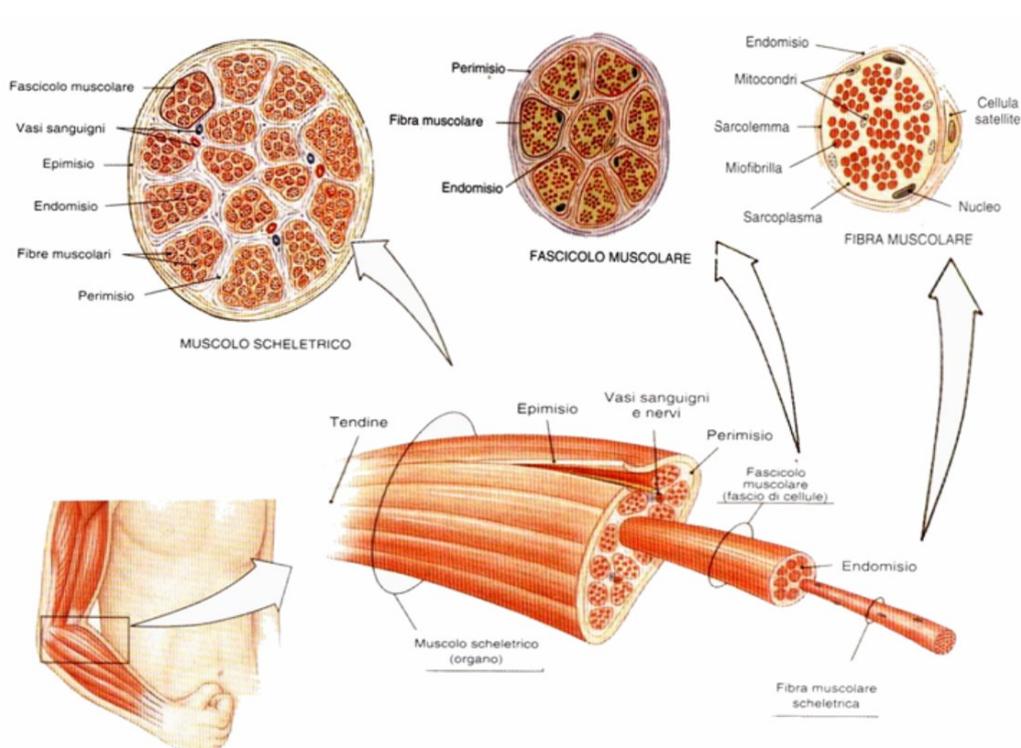


FIGURA 4 – ORGANIZZAZIONE DELLE FIBRE MUSCOLARI. [29]

Ogni muscolo scheletrico è costituito da raggruppamenti di fascicoli muscolari, tenuti insieme da una membrana connettivale detta epimisio; ciascun fascicolo è a sua volta contenuto in una membrana che prende il nome di perimisio ed è altresì divisibile in fibre muscolari: queste rappresentano le cellule del muscolo stesso, sono plurinucleate, lunghe e di forma cilindrica, e generalmente sono disposte parallelamente tra le estremità tendinee, in modo tale che la loro forza di contrazione si sommi. Ogni fibra muscolare è circondata da un endomisio, ed è costituita da miofibrille, strutture filamentose le quali sono, a loro volta, costituite da proteine contrattili, l'actina e la miosina, che si aggregano insieme a formare le unità contrattili del muscolo, i sarcomeri: l'alternanza tra actina e miosina determina la striatura trasversale caratteristica del muscolo scheletrico.

La figura riportata di seguito presenta nel dettaglio l'organizzazione interna di un sarcomero.

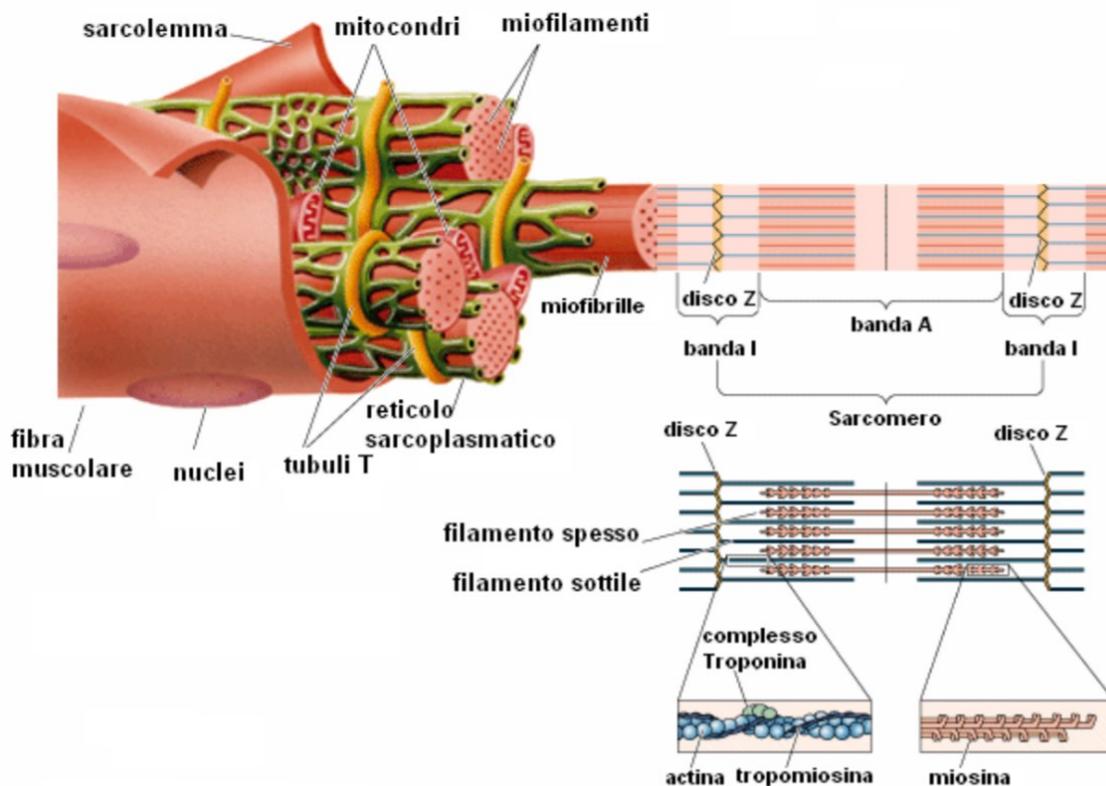


FIGURA 5 – ORGANIZZAZIONE INTERNA DI UN SARCOMERO.^[31]

Le linee Z (o dischi Z) costituiscono le zone di congiunzione dei vari sarcomeri, andando a unire in serie i filamenti sottili di sarcomeri adiacenti: tali filamenti sono composti da actina, toponina e tropomiosina. I filamenti spessi d'altro canto, tenuti insieme e stabilizzati da una linea intermedia detta linea M, sono costituiti dalle code delle molecole di miosina intrecciate tra loro.

Filamenti spessi e sottili sono disposti in modo ordinato nel sarcomero, andando a identificare specifiche zone, tra le quali la banda A (banda anisotropa) indica il segmento che contiene tutta la

lunghezza dei filamenti spessi, la banda I (banda isotropica) comprende il disco Z e le parti terminali dei filamenti sottili che non vanno a sovrapporsi a quelli spessi durante la contrazione, mentre la zona H include la regione centrale di filamenti spessi laddove questi non si sovrappongono con quelli sottili.

Durante la contrazione muscolare filamenti sottili e spessi scorrono gli uni sugli altri provocando l'accorciamento del muscolo stesso: lo scorrimento avviene per mezzo delle teste delle molecole di miosina che, in determinate condizioni, vanno a legarsi ai filamenti di actina. Affinché questo aggancio possa avvenire, sono necessarie due condizioni:

- la testa della miosina idrolizza l'ATP in ADP + fosfato inorganico (Pi) nei due siti di cui è provvista, con conseguente produzione dell'energia necessaria ad effettuare il legame tra le teste di miosina e i filamenti di actina;
- gli ioni calcio provenienti dal reticolo sarcoplasmatico si legano ai siti della troponina, permettendo l'esposizione dei siti di legame dell'actina.

A questo punto l'actina viene agganciata dalle teste della miosina, andando a formare dei ponti trasversali tra i due tipi di filamento: ADP e fosfato inorganico si staccano dalla testa della molecola di miosina che, deflettendosi, produce le forze longitudinali necessarie per la contrazione muscolare. La contrazione cessa quando una nuova molecola di ATP va a legarsi alla testa della miosina.

L'unione di un singolo motoneurone e di tutte le fibre muscolari che esso innerva costituisce l'unità funzionale della contrazione muscolare, detta unità motoria. Ciascuna fibra muscolare è innervata infatti da una terminazione nervosa a livello della placca motrice: la connessione che si viene a creare è di tipo sinaptico e prende il nome di giunzione neuromuscolare; quando la terminazione assonale di un motoneurone viene raggiunta da impulsi nervosi, piccole vescicole rilasciano l'acetilcolina, un neurotrasmettitore che, diffondendo lungo il sarcolemma, stimola i relativi recettori andando a generare degli impulsi elettrici lungo il sarcolemma stesso.

A questo punto entrano in gioco altre strutture tipiche delle cellule muscolari, il reticolo sarcoplasmatico che percorre e circonda le fibre e che ha la funzione di immagazzinare temporaneamente ioni calcio pompandoli dal sarcoplasma verso le proprie cisterne, e i tubuli T, tubuli trasversali che attraversano la cellula perpendicolarmente rispetto la sua lunghezza e che hanno la funzione di permettere agli impulsi nervosi che attraversano il sarcolemma di propagare verso l'interno della cellula stessa. Gli impulsi nervosi che viaggiano sul sarcolemma, attraversando i tubuli T, vanno a stimolare le cisterne del reticolo sarcoplasmatico con cui combaciano (due per ogni tubulo

T così da formare il complesso chiamato triade) provocando il rilascio di ioni calcio all'interno del sarcoplasma necessario perché si abbia la contrazione muscolare.

2.4 STRUTTURA DEL MUSCOLO SCHELETRICO

I muscoli scheletrici variano considerevolmente per forma, dimensioni e organizzazione interna delle fibre: la forza prodotta e il tipo di movimento generato dalla contrazione di un determinato muscolo dipendono non solo dalla forma e dall'orientamento delle fibre muscolari, ma anche dalle inserzioni sulle ossa e dalle articolazioni alle quali sono connessi.

In generale si distingue tra:

- muscoli paralleli, nei quali le fibre sono disposte in modo parallelo rispetto all'asse trasversale del muscolo stesso,
- muscoli convergenti, i quali presentano dei fascicoli che originano da un'area estesa e convergono in una zona di inserzione ristretta, e infine,
- muscoli pennati: questi si dividono in unipennati, bipennati e multipennati a seconda della presenza di uno, due o più tendini di ancoraggio dei fascicoli muscolari; in questi casi le fibre sono disposte con una certa inclinazione rispetto all'asse trasversale del ventre muscolare e se, da un lato, questo comporta un abbassamento del potere contrattile, dall'altro lato la pennazione consente di aumentare la densità di fibre a parità di area arrivando in certi casi a produrre forze maggiori rispetto a quelle prodotte dai muscoli paralleli.

2.5 MUSCOLI ALLA CAVIGLIA MAGGIORMENTE COINVOLTI NEL CONTROLLO POSTURALE

I muscoli deputati al movimento della caviglia si trovano nella gamba ed esercitano la loro azione tramite i tendini che si trovano ancorati alla caviglia stessa, per questo motivo sono detti muscoli estrinseci del piede. Questi muscoli, mostrati in figura 6, permettono di effettuare delle flessioni e delle estensioni plantari, ed in base alla loro funzione si dividono in flessori plantari e flessori dorsali (o estensori plantari): si tratta dei muscoli che controllano le oscillazioni antero – posteriori durante il controllo della stazione eretta.

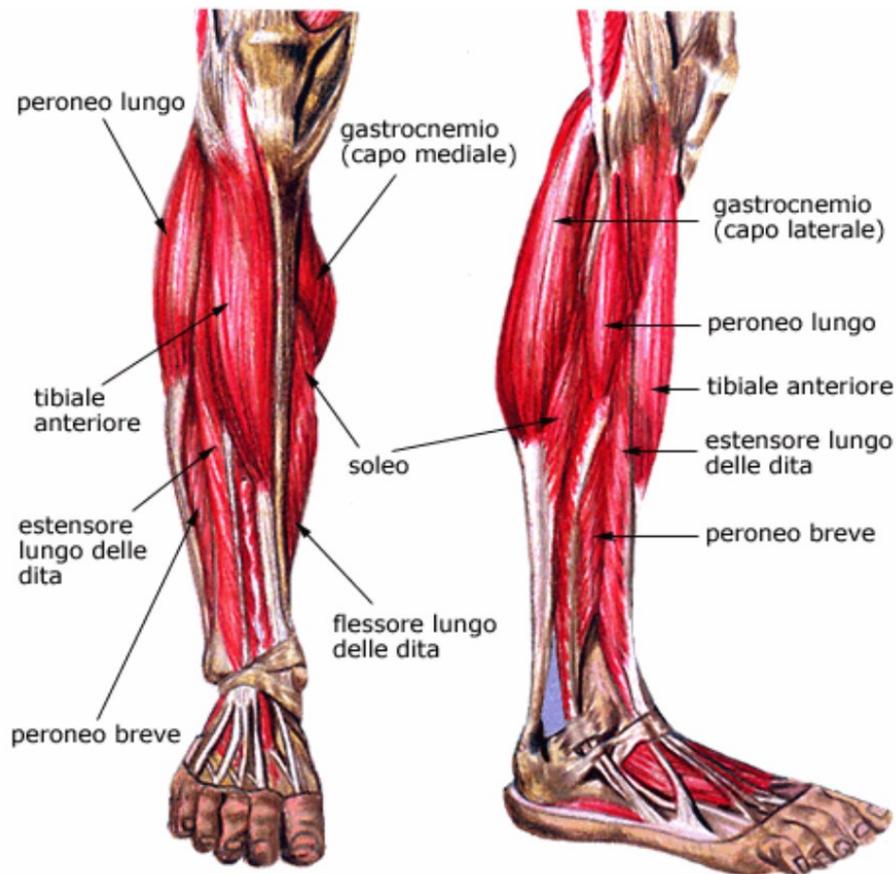


FIGURA 6 – MUSCOLI FLESSO-ESTENSORI DELLA CAVIGLIA.^[32]

2.5.1 FLESSORI PLANTARI

I flessori plantari che sono maggiormente coinvolti in modo attivo nel controllo della postura eretta sono localizzati a livello della regione posteriore della gamba e costituiscono la parte comunemente conosciuta come polpaccio. Si tratta del tricipite della sura, costituito dai muscoli:

- Gastrocnemio: è un muscolo potente, pennato verso l'interno, e si distingue in capo mediale e laterale ciascuno dei quali origina dalla parte superiore dei condili femorali per mezzo di due distinte lamine tendinee per poi fondersi in un unico ventre che si dirige distalmente in un unico tendine, quello calcaneale (tendine di Achille), che trova ancoraggio sulla faccia posteriore del calcagno e costituisce il tendine più robusto e voluminoso del corpo umano.
- Soleo: è un grande muscolo appiattito e unipennato della gamba, che origina da più punti, la parte posteriore della testa della fibula (linea poplitea della tibia), dal terzo prossimale dello stesso osso e dal margine mediale della tibia; presenta una massa muscolare piano-convessa, che si dirige in zona distale laddove il suo robusto tendine entra in contatto con quello del muscolo gastrocnemio,

partecipando alla formazione del tendine d'Achille. Il soleo si trova al di sotto del gastrocnemio per quasi tutta la sua lunghezza.

2.5.2 FLESSORI DORSALI

Tra i flessori dorsali troviamo i seguenti muscoli:

- Tibiale anteriore: si trova lateralmente alla parte anteriore della tibia ed è un muscolo fusiforme che presenta un ventre di tipo prismatico triangolare; trae origine dalla parte superiore del condilo laterale della tibia e va ad inserirsi nel primo cuneiforme del tarso e alla base del primo metatarso attraverso un tendine piuttosto robusto.
- Estensore lungo delle dita del piede: come suggerito dal nome è il muscolo che permette di estendere le dita del piede e origina dal condilo laterale della tibia e dalla superficie anteriore della fibula, mentre presenta l'inserzione nella seconda e terza falange delle ultime 4 dita del piede attraverso le quattro ramificazioni del tendine a cui è legato.
- Peroneo terzo: altresì detto peroneo anteriore è situato lateralmente al muscolo estensore lungo delle dita del piede, con il quale è generalmente fuso. Origina dal terzo distale della fibula e va a inserirsi nella seconda e terza falange delle ultime quattro dita del piede.

In figura 7 è possibile osservare in modo chiaro la forma tipica e i punti di origine e inserzione dei muscoli tibiale anteriore, gastrocnemio e soleo.

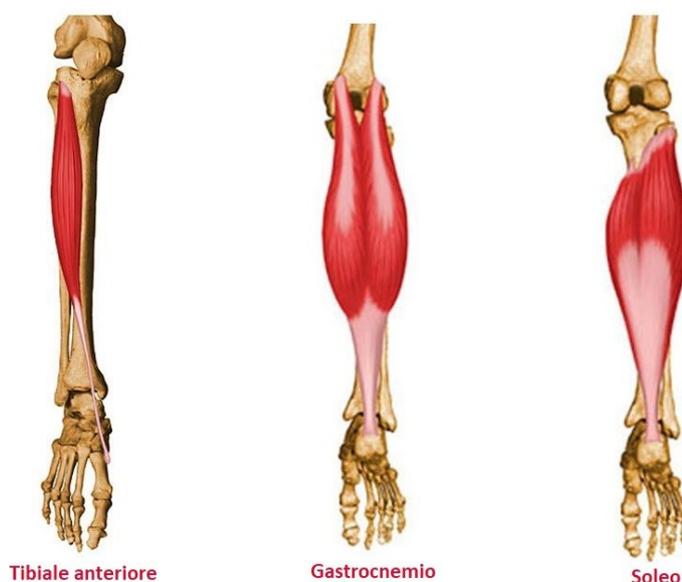


FIGURA 7 – PARTICOLARI SULLA FORMA, ORIGINE E INSERZIONE DEI MUSCOLI TIBIALE ANTERIORE, GASTROCNEMIO E SOLEO.^[33]

In questo lavoro di tesi si è scelto di osservare il pattern d'attivazione dei muscoli soleo, gastrocnemio mediale e tibiale anteriore: in particolare è noto da letteratura che nel controllo della stazione eretta, andando a considerare le sole oscillazioni antero – posteriori, il contributo attivo del gastrocnemio laterale è di gran lunga meno significativo rispetto a quello del gastrocnemio mediale e per questi motivi è stato escluso; d'altro canto si è pensato di includere il tibiale anteriore, tra i muscoli flessori dorsali, poiché, nonostante non abbia alcun effetto nel controllo del sistema ideato, per i motivi che verranno approfonditi più in là, è di fondamentale importanza poter confrontare il relativo pattern d'attivazione nella normale stazione eretta con quello durante il bilanciamento del pendolo inverso virtuale al fine di accertare la validità dell'idea che sta alla base di questo studio.

2.6 SISTEMI COINVOLTI NEL CONTROLLO POSTURALE

Per concludere viene di seguito riportato un accenno ai vari sistemi coinvolti nel controllo posturale e in che modo questi vanno a contribuire al corretto bilanciamento e controllo della postura eretta.

2.6.1 SISTEMA SOMATOSENSORIALE

Il sistema somatosensoriale, altresì detto sistema somestesico, si compone dell'insieme dei recettori cutanei, delle fibre sensitive e dei neuroni centrali ad esse connesse, nonché dei recettori articolari e muscolari, trasferendo al sistema nervoso centrale sia le informazioni superficiali (provenienti dai meccanocettori cutanei) che quelle più profonde (provenienti dai propriocettori situati nelle guaine tendinee, nei muscoli e nelle articolazioni) al fine di informarlo sulla posizione del corpo.

In particolare, i propriocettori muscolari rilevano le variazioni di lunghezza dei muscoli e quelli tendinei le variazioni di tensione, mentre i meccanocettori cutanei sono generalmente dei barocettori, sensibili alle variazioni di pressione: le risposte posturali evocate da questi segnali di afferenza prevedono latenze dell'ordine dei 100ms.

2.6.2 SISTEMA VESTIBOLARE

L'apparato vestibolare è un sito recettoriale posizionato nell'orecchio interno di fondamentale importanza: grazie alle informazioni provenienti da questo sistema è possibile regolare in modo fine l'attività muscolare così da mantenere una buona postura eretta.

Il sistema vestibolare è costituito dall'uticolo, il saculo e tre canali semicircolari: si tratta di strutture membranose all'interno delle quali si trova un liquido, l'endolinfa, e delle particolari cellule cigliate, che costituiscono i veri e propri recettori vestibolari e che sono connesse al SNC attraverso il nervo vestibolare.

I recettori presenti nell'uticolo e nel saculo, quelli che maggiormente interessano la stabilizzazione della stazione eretta in condizioni di riposo, captano le variazioni di velocità e informano il SNC riguardo la posizione della testa rispetto all'asse di gravità e, se presente, riguardo l'eventuale accelerazione orizzontale; per contro, i tre canali semicircolari si occupano di fornire informazioni relative alle accelerazioni angolari.

L'apparato vestibolare contribuisce al mantenimento della postura eretta per mezzo di risposte riflesse, volte a controllare non soltanto i muscoli che permettono di mantenere l'equilibrio, ma anche la muscolatura oculare, al fine di mantenere una visione stabile.

I relativi tempi di latenza sono circa il doppio rispetto a quelli del sistema somatosensoriale.

2.6.3 SISTEMA VISIVO

Il sistema visivo agendo in collaborazione con il sistema vestibolare permette la stabilizzazione della testa sulla verticale, fornendo al SNC delle informazioni riguardanti l'ambiente circostante, gli eventuali cambiamenti sul campo visivo, e i punti di riferimento nello spazio.

Anche in questo caso tempi di latenza sono circa il doppio rispetto a quelli del sistema somatosensoriale.

3. PROTOCOLLI DI TRAINING PER LA POSTURA ERETTA: STATO DELL'ARTE

Lo studio di tesi presentato si propone come obiettivo quello di studiare la validità di un innovativo protocollo di training per il controllo della postura eretta, basato su un feedback visivo: quest'ultimo è generato da un modello virtuale, personalizzato, del soggetto in stazione eretta, il quale modello è controllato in tempo reale dal segnale elettromiografico generato dai muscoli della caviglia interessati nel controllo posturale.

Si è ritenuto importante, per tal motivo, fornire una panoramica relativa allo stato dell'arte sugli articoli, presenti in letteratura, volti a studiare gli effetti sul controllo posturale conseguenti all'applicazione di determinati protocolli di allenamento a soggetti di varie età e con diverse patologie.

3.1 PROTOCOLLI BASATI SULLE ARTI MARZIALI

Al giorno d'oggi vi è una grande varietà di arti marziali che vengono praticate al fine di accrescere le proprie capacità sia a livello motorio che mentale: tra le più popolari si trovano karate, judo, tae kwon do, tai chi qhuan e kung fu. Si potrebbe pensare che tali discipline siano tutte uguali, ma da un'analisi più attenta è possibile dedurre che ciascuna di esse predilige delle specifiche strutture d'azione e diverse caratteristiche d'esecuzione.

Molti lavori hanno mostrato come praticare le arti marziali possa favorire il potenziamento di qualità fisiche quali l'elasticità, la flessibilità, la capacità di mantenersi in equilibrio, oltre agli effetti positivi legati al miglioramento di stati di ansia, autostima e serenità mentale.

Bulbulian e Hargan (2000) hanno dimostrato come il controllo posturale sia una capacità strettamente legata alla pratica corrente di attività sportiva, più che alla passata storia sportiva del soggetto, e che migliorare la performance posturale può risultare in una effettiva riduzione del rischio di caduta per la popolazione anziana.

Tra gli studi che investigano sul training per il controllo posturale le due discipline che spiccano risultano essere il Tai Chi Qhuan e il Karate.

3.1.1 TAI CHI QHUAN

Gli effetti del tai chi qhuan sulle capacità di mantenere l'equilibrio sono studiati a livello internazionale: è un'antica arte cinese che prevede l'esecuzione di tecniche circolari, in modo lento ma continuo; i movimenti sono fluidi, come una sorta di coreografia, e si prediligono posizioni molto basse, come quella mostrata in figura 8.



FIGURA 8 – PRATICANTE DI TAI CHI QHUAN NELL'ESECUZIONE DI UNA FORMA.^[34]

L'obiettivo fondamentale è quello di imparare l'arte della respirazione profonda, il rilassamento e il pieno controllo della postura e dei movimenti stessi.

In Azimzadeh et al. (2014) vengono esaminati gli effetti del tai chi sull'equilibrio in donne iraniane affette dalla sclerosi multipla: 36 donne sono state divise in due gruppi da 18, un gruppo di intervento e uno di controllo. Al gruppo di intervento è stato chiesto di partecipare a delle lezioni di durata dai 45 minuti a 1 ora, due volte a settimana per 12 settimane. Oggetto delle lezioni sono state sei forme tra le più semplici delle 24 fondamentali dello stile Yang; la lezione è stata strutturata in modo da effettuare per ogni seduta una fase di riscaldamento, con esercizi di stretching e per l'equilibrio, una fase di pratica delle forme del tai chi apprese per imitazione dei movimenti eseguiti dall'istruttore e, per finire, una fase di esercizi di rilassamento.

Per valutare le capacità di equilibrio dei soggetti è stata usata la Berg Balance Scale (BBS), una scala utilizzata a livello clinico per valutare nei pazienti con sclerosi multipla il livello di equilibrio da seduti, in piedi, nel passaggio da seduti all'impiedi e viceversa, nelle due condizioni con occhi aperti o chiusi, in appoggio bipodalico o monopodalico, ecc... Dai risultati emerge che il punteggio medio relativo all'equilibrio calcolato alla fine dello studio è significativamente differente rispetto a quello registrato nelle fasi precedenti alle sessioni di training solo per il gruppo di intervento, mentre non si evidenziano importanti differenze in quelli del gruppo di controllo: ciò dimostra che il tai chi può essere utilizzato come un intervento sicuro e complementare per migliorare la capacità di mantenere l'equilibrio nei soggetti con sclerosi multipla; inoltre sono da considerare anche gli effetti positivi dovuti alla soddisfazione espressa dai soggetti a fine allenamento per aver sentito dei miglioramenti nel controllo e nel bilanciamento del proprio corpo. Tali risultati risultano in accordo con quelli ottenuti dallo studio di Mills et al. (2000).

In Choi et al. (2013) sono stati studiati gli effetti del tai chi su pazienti affetti da Parkinson: anche in questo caso i soggetti sono stati divisi in due gruppi, uno di controllo e l'altro di intervento, e a

quest'ultimo gruppo è stato chiesto di effettuare degli allenamenti di tai chi di 60 minuti, una volta a settimana per 12 settimane; il programma settimanale degli esercizi di tai chi previsti è riportato di seguito.

Week	Tai Chi exercise
Week 1	Orientation, basic stretching
Week 2	Abdominal breathing, neck and shoulder movement exercise
Week 3	Abdominal breathing, trunk, hip, knee, and ankle movement exercise
Week 4	Abdominal breathing, summary of TTC warm up, relaxation
Week 5	Abdominal breathing T1. Commencing movement T2. Opening and closing hands T3. Single whip
Week 6	Abdominal breathing T4. Waving hands in the cloud T5. Closing movement
Week 7	Abdominal breathing Review and practice
Week 8	Abdominal breathing T6. Brush knee T7. Playing lute
Week 9	Abdominal breathing T8. Perry and punch
Week 10	Abdominal breathing T9. Block T10. Opening and closing
Week 11	Review and practice
Week 12	Review and practice

FIGURA 9 - PROGRAMMA SETTIMANALE DEGLI ESERCIZI DI TAI CHI QUAN.

Anche in questo caso al fine di analizzare i risultati è stata usata una scala unificata, la Parkinson's disease rating scale (UPDRS), in aggiunta a una serie di test volti a valutare le capacità fisiche di base, tra le quali la stazione eretta in appoggio monopodalico con occhi chiusi. I risultati di questo studio dimostrano ancora una volta che il training del thai chi presenta significativi effetti di interazione con il controllo posturale e, in aggiunta, si registrano tra i soggetti notevoli miglioramenti nelle proprie capacità di gestione delle attività quotidiane.

Per concludere la disciplina del Tai chi qhuan sembra essere un valido strumento per il miglioramento dell'equilibrio in soggetti che presentano limitate capacità di controllo posturale per via dell'età o

poiché affette da malattie neurodegenerative; tuttavia al fine di vedere dei significativi miglioramenti risulta di fondamentale importanza che la durata dell'intervento sia di almeno 6 – 12 mesi.

3.1.2 KARATE

Molti sono gli studi che riguardano il controllo posturale su gruppi atleti di alto livello e praticanti di giovane età rispetto a gruppi di controllo costituiti da soggetti non impegnati in alcuno sport; di meno, ma sempre più crescenti in numero risultano gli articoli che si interessano di studiare gli effetti della pratica del karate su soggetti di media età o anziani.

Il karate è un'antica arte marziale giapponese fondata sulla pratica di tre discipline fondamentali: il kion, studio delle tecniche e delle posture di base del karate, il kumite (combattimento con avversario), che rappresenta la massima espressione del dinamismo nella pratica del karate, e infine il kata, combattimento con avversario immaginario, che consiste nell'esecuzione di forme, sequenze codificate di tecniche di difesa e attacco, con l'unico obiettivo primario di superare i propri limiti: in figura 10 si riporta la foto di un'atleta nell'esecuzione di un kata, catturata nell'istante in cui con l'espiazione completa una tecnica di difesa-attacco effettuata in modo lento.



FIGURA 10 – KARATECA NELL'ESECUZIONE DI UN KATA DI STILE SHITO RYU.

Il kata costituisce la parte più laboriosa del karate per via del fatto che vari movimenti vanno eseguiti in una precisa successione; inoltre nel kata l'alternanza di tecniche lente e veloci viene scandita dalla respirazione diaframmatica, per un risultato armonico ed elegante. Il grande numero di tecniche da ricordare, ma soprattutto i continui cambi di direzione, le fasi monopodaliche, ed eventualmente acrobatiche, rappresentano una vera e propria sfida per il controllo posturale (Filingeri et al., 2012).

Ludivine et al. (2010) hanno studiato gli effetti degli allenamenti di karate sulla qualità della vita e sul controllo dell'equilibrio in soggetti di circa 50 anni: si è chiesto ai partecipanti di prendere parte a delle lezioni di 90 minuti, tre volte a settimana per 12 mesi. Le lezioni sono state strutturate seguendo la seguente scaletta: 15 minuti di esercizi di riscaldamento, 1 ora di pratica del karate comprendente il ripasso delle capacità precedentemente acquisite, la scoperta, l'apprendimento e l'integrazione di nuove tecniche, e per finire 15 minuti di stretching e rilassamento. Al fine di valutare i miglioramenti ottenuti gli autori hanno eseguito tre sessioni di test, una all'inizio, una a sei mesi e l'altra a 12 mesi dall'inizio delle lezioni; si è fatto uso di alcuni indicatori quali, i questionari SF36 (MOS 36-item short-form health survey) e BDI (Back Depression Inventory) per quanto riguarda la qualità della vita e i livelli di depressione, e inoltre sono state effettuate delle valutazioni motorie sulla coordinazione e la stabilità posturale. Per ciò che riguarda le oscillazioni posturali gli autori hanno utilizzato di una pedana di forza a tre trasduttori, ciascuno sensibile alle tre direzioni: sono state fatte delle acquisizioni di 75 secondi nelle seguenti condizioni: occhi aperti, occhi chiusi, con e senza tappetino a schiuma morbida sotto i piedi. I risultati rivelano significativi miglioramenti soprattutto per quanto riguarda i tempi di reazione e le oscillazioni posturali a occhi chiusi: in quest'ultimo caso si sono osservate delle significative diminuzioni di ampiezza e velocità delle oscillazioni degli stabilogrammi, nonché dell'area ellittica degli statochinesiogrammi calcolati.

Risultati concordanti sono stati riportati da Zimmer e Jansen (2017), i quali si sono occupati di studiare gli effetti di allenamenti di karate e danza in pazienti affetti dalla malattia del Parkinson confrontati rispetto a un gruppo inattivo di controllo. Scopo primario dello studio era dimostrare che è possibile sfruttare il karate come mezzo di intervento per i pazienti affetti da Parkinson. Il protocollo del karate prevedeva dopo una fase di riscaldamento una di kion, una parte in coppie per il kumite e una di kata, e infine esercizi di respirazione; mentre il protocollo della danza prevedeva l'apprendimento di semplici movimenti al fine di comporre una coreografia da eseguire tutti insieme, e inoltre l'aggiunta successiva di forme di danza quali rumba e valzer. La valutazione dell'equilibrio è stata effettuata analizzando la stazione eretta in appoggio monopodalico: è stato chiesto ai pazienti di stare su un piede, con braccia lungo i fianchi e sguardo fisso su un punto della stanza, per più tempo possibile fino a un massimo di 60 secondi; i risultati sono mostrati in figura 11.

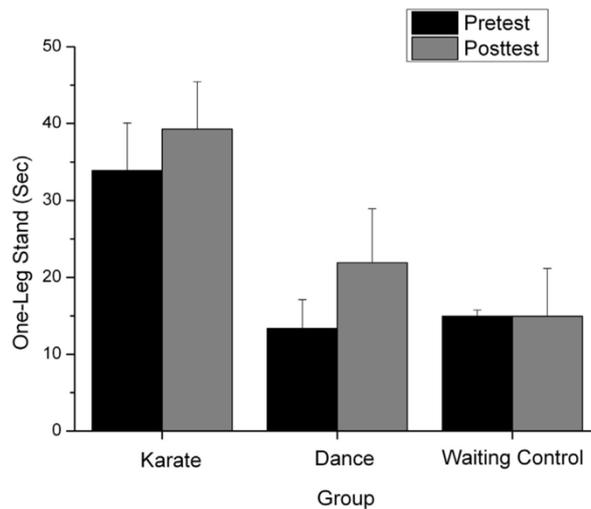


FIGURA 11 - CONFRONTO DEI RISULTATI DEL TEST EFFETTUATO IN STAZIONE ERETTA, IN APPOGGIO MONOPODALICO, PER I VARI GRUPPI PRIMA E DOPO L'APPLICAZIONE DEI PROTOCOLLI DI TRAINING.

I pazienti di ciascun gruppo d'intervento hanno mostrato performance migliori nel test finale, confrontandole con quelle relative al pretest, inoltre si sono evidenziati per entrambi i gruppi dei miglioramenti anche rispetto al gruppo di controllo.

Concludendo, anche la disciplina del karate sembra essere valida come supporto per gli anziani, oltre che per persone affette da malattie neurodegenerative, quali il Parkinson, e per ragazzi che presentano nello sviluppo disordini della coordinazione (Merce et al., 2016): gli autori Ludvine et al. (2010) nel loro lavoro concludono che gli allenamenti di karate possono contribuire a rallentare l'inesorabile processo di invecchiamento e il karate potrebbe essere, in termini di promozione della salute pubblica, un'interessante opzione per mantenere l'attività fisica nell'invecchiamento.

3.2 PROTOCOLLI BASATI SUL BIOFEEDBACK

Altra parte degli studi in letteratura, sono quelli che adottano protocolli di training basati sul biofeedback; tra i primi ideati sono da citare quelli che fanno uso di feedback visivi; mentre tra i più recenti si trovano i protocolli di training basati sull'audio – feedback EMG e sulla realtà virtuale.

3.2.1 FEEDBACK VISIVO

La tipologia di protocolli di training più comunemente presenti in letteratura è quella che prevede l'allenamento al controllo posturale con l'ausilio di un feedback visivo. Una parte di tali studi, i più datati, sono basati sull'idea secondo cui minimizzare le oscillazioni del centro di massa sia la strada da seguire al fine di migliorare la capacità di mantenersi stabilmente in stazione eretta, infatti, come confermano Visser et al. nel loro studio del 2008, anziani e persone con disturbi dell'equilibrio

tendono generalmente ad oscillare ai limiti della stabilità, incorrendo di conseguenza nel rischio di caduta. L'idea di base di alcuni di questi protocolli è quella di utilizzare come feedback visivo gli spostamenti del centro di pressione (riportato generalmente in forma di cursore) di un soggetto posto su una pedana di forza, proiettandoli su uno schermo posto di fronte al soggetto stesso, al quale si richiede di minimizzare gli spostamenti del cursore. Sebbene tali protocolli sembravano sortire buoni effetti, successivamente è risultato sempre più in modo chiaro come uno degli effetti collaterali di tale protocollo fosse quello di aumentare il livello di attività muscolare e la rigidità alla caviglia: tale condizione risulta evidenziata dal fatto che, tentando di limitare l'ampiezza delle oscillazioni del centro di pressione, ne risulta un aumento della frequenza e della velocità del CoP che, come riportano Dos Anjos et al. (2016), è sinonimo di un incremento dell'attività volontaria di controllo posturale eseguita dal soggetto, e quindi di un controllo posturale poco efficiente, poiché molto costoso a livello energetico, ovvero poco espressivo della reale condizione fisiologica. Inoltre, in Kiemel et al. (2011) risulta evidente come il controllo posturale in stazione eretta sembri dare la priorità all'attenuazione dell'attività muscolare più che alla diminuzione delle oscillazioni posturali.

In letteratura sono state presentate molte varianti dell'idea di base su riportata e di seguito se ne descrivono alcuni esempi.

In Sayenko et al. (2011), si sono studiati gli effetti sul controllo posturale di un protocollo che prevedeva l'utilizzo di perturbazioni visive in soggetti sani. Sono state proposte due tipologie di condizioni: nella prima era richiesto di eseguire, con un'alta precisione, un determinato schema stereotipato di movimento, mentre nella seconda tipologia i partecipanti hanno applicato una strategia generale di controllo posturale volontario che includeva attenzione, processi decisionali ed esecuzione di spostamenti del centro di pressione al fine di seguire i cambiamenti di posizione di un cursore proiettato in uno schermo posto frontalmente ai soggetti. Con tale studio si è dimostrato come l'applicazione di questo protocollo per tre giorni su soggetti sani ha avuto come effetto quello di migliorare le risposte posturali adottate a seguito di perturbazioni inattese dell'equilibrio.

In Dos Anjos et al. (2016), sono stati confrontati gli effetti di due protocolli di training che utilizzavano come feedback visivo due diversi tipi di sorgente: una sorgente interna, data dagli spostamenti del centro di pressione del soggetto, con il compito di mantenere il CoP il più possibile all'origine degli assi dello schermo; una sorgente esterna, costituita da un laser puntato sullo schermo dal soggetto stesso, con il compito di mantenere la sua posizione il più vicina possibile allo stesso target considerato per la sorgente interna. In figura 12 è riportata una schematizzazione del set up e dei compiti descritti.

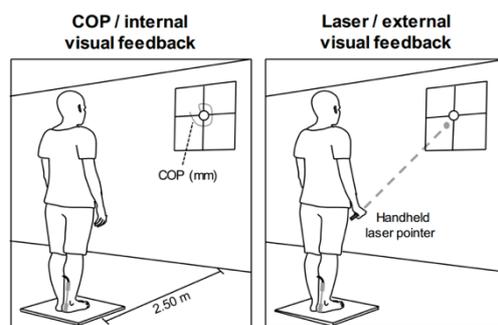


FIGURA 12 - SET UP UTILIZZATO E TASK PREVISTI NELLO STUDIO IN ESAME.

Si riporta in figura 13 una panoramica dei parametri osservati al variare della condizione di acquisizione utilizzata.

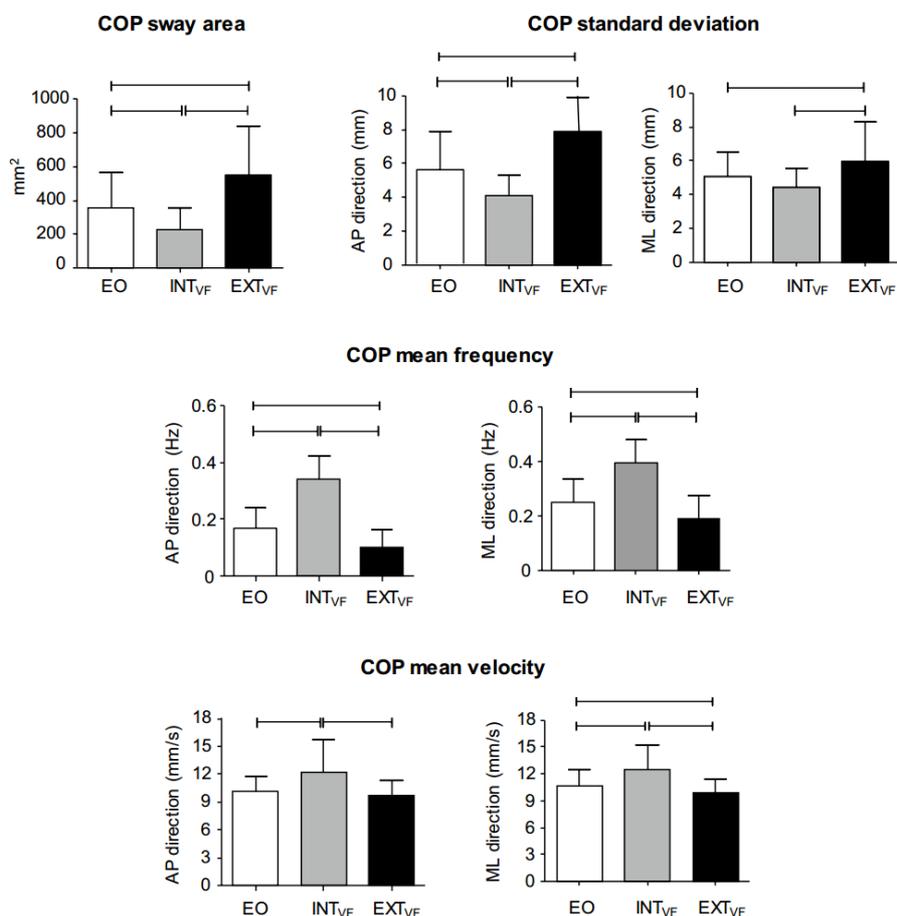


FIGURA 13 - RISULTATI SUI PARAMETRI POSTUROGRAFICI ANALIZZATI IN QUESTO STUDIO AL VARIARE DELLE CONDIZIONI DI ACQUISIZIONE.

Il risultato del confronto indica come il protocollo di training a sorgente esterna, al contrario dell'altro, se da un lato provoca un lieve (non destabilizzante) aumento delle oscillazioni posturali rispetto alla condizione di riferimento (stazione eretta normale, con occhi aperti), dall'altro determina un

significativo decremento dell'attività volontaria di controllo della postura, risultando il migliore tra i due al fine di migliorare la stabilità in stazione eretta.

3.2.2 AUDIO – FEEDBACK

Altri esempi di protocollo di training per il controllo della postura eretta sono quelli basati su feedback audio. In letteratura il feedback audio per il controllo posturale ha avuto diverse applicazioni, due delle quali sono riportate di seguito.

Hasegawa et al. (2017) descrivono il confronto degli effetti di due protocolli di training posturale, uno basato sul feedback visivo e l'altro sul feedback audio.

Sorgente del feedback in entrambi i protocolli è la distanza del centro di pressione dal target. I soggetti sono stati divisi in due gruppi: il gruppo coinvolto con il feedback visivo è stato istruito a mantenere il diametro di un cerchio pieno giallo, informativo della distanza in real time tra spostamento del CoP e target mobile, al di sotto di un sottile cerchio blu di 15 cm di diametro; il secondo gruppo invece ha eseguito un training che prevedeva l'ascolto di un segnale audio il cui volume variava proporzionalmente alla distanza CoP - target, con il compito di ridurre al minimo il volume stesso: in particolare il suono generato risultava in tonalità più alte quando lo spostamento del centro di pressione rispetto al target era in avanti e viceversa. In figura 14 si riporta un esempio esplicativo riguardo alle modalità di generazione delle due diverse tipologie di segnale di feedback sopra descritte.

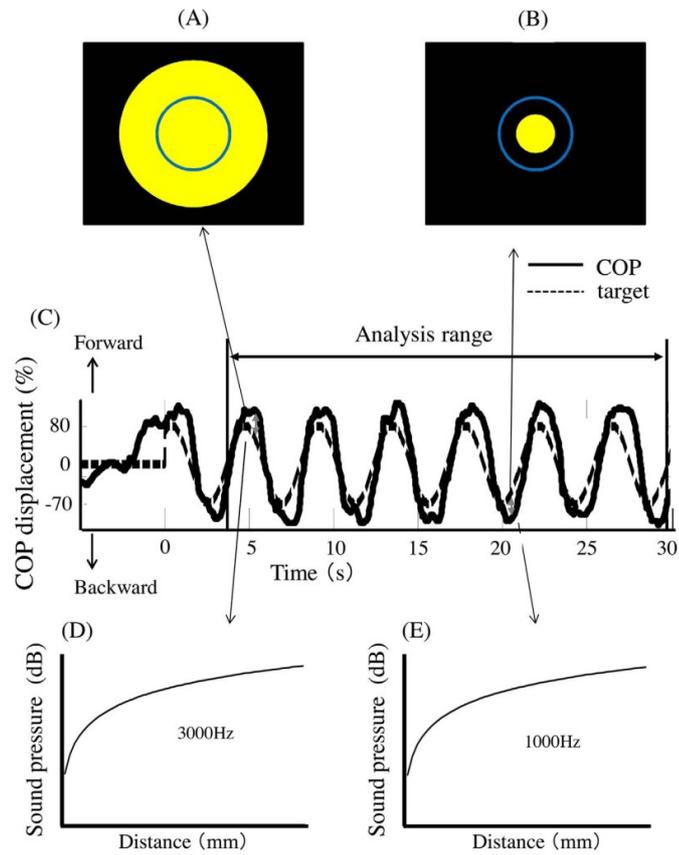


FIGURA 14 – ESEMPIO ESPLICATIVO SULLA RELALIZZAZIONE DEI DUE SEGNALI DI FEEDBACK.

In figura 15 si riporta una schematizzazione dei risultati ottenuti dall'analisi dei dati acquisiti.

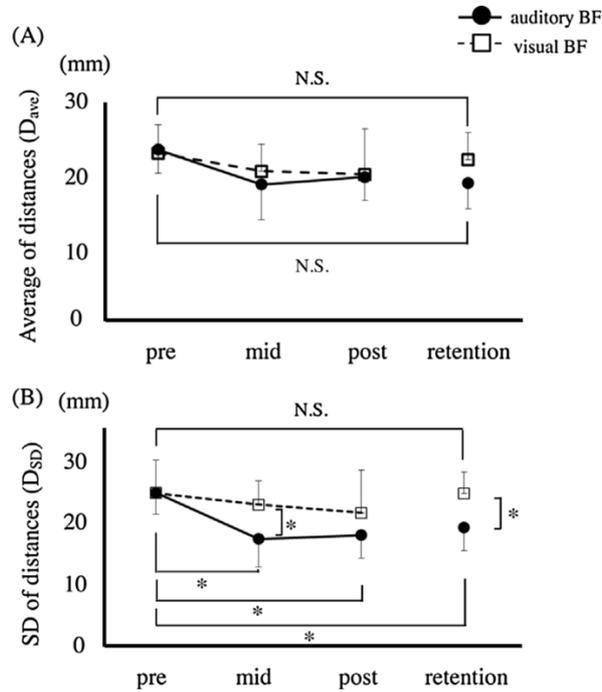


FIGURA 15 - MEDIA (A) E DEVIAZIONE STANDARD (B) DELLE DISTANZE TRA IL COP E IL TARGET, OTTENUTI NEI VARI TEST PREVISTI.

Dai risultati emerge che il training con feedback audio ha migliorato la variabilità della performance posturale nello spazio e nel tempo, rispetto a quello con feedback visivo; inoltre è emerso che l'uso del feedback audio nel programma di training, a differenza di quello video, migliora l'apprendimento motorio del controllo posturale dinamico.

In Vieira et al. (2016), è riportato uno studio sugli effetti del training posturale effettuato con l'ausilio di audio feedback EMG: in particolare il segnale audio utilizzato in questo studio è stato ricavato dal segnale elettromiografico prelevato dal soggetto in tempo reale.

Il protocollo prevede di effettuare una serie di acquisizioni in 6 condizioni differenti, andando ad acquisire i segnali da una pedana di forza e prelevando dei segnali EMG dai muscoli tibiale anteriore, soleo, gastrocnemio mediale e laterale; inoltre si sono effettuati due trial per ogni condizione di acquisizione:

- calibrazione: si è richiesto al soggetto di effettuare 5 oscillazioni massimali in direzione antero - posteriore; tale segnale è stato utilizzato per ricavare il segnale audio del feedback: i segnali EMG di gastrocnemio mediale e soleo dei canali selezionati sono stati rettificati, filtrati passa-basso (frequenza di taglio a 3Hz), e mediati tra loro; il segnale così ottenuto è stato dunque normalizzato rispetto al 95° percentile del segnale di calibrazione, e poi modulato in ampiezza, secondo 4 diversi valori di soglia (30%, 50%, 70% e 90% del 95°percentile), e in frequenza. Aumentare la soglia equivale a diminuire la sensibilità del feedback audio elettromiografico.
- normale stazione eretta: il soggetto è stato istruito a sostare in normale stazione eretta, ad occhi aperti, piedi paralleli sulla pedana di forza, braccia lungo i fianchi. Per tutta la durata della prova era previsto che il soggetto intrattenesse una conversazione, senza cambiare la sua postura, al fine di evitare azioni di controllo posturale volontario. Questa condizione è stata utilizzata nella fase di analisi dei dati come condizione di riferimento.
- EMG audio - feedback: sono state effettuate quattro prove utilizzando per ciascuna una diversa sensibilità rispetto all'attività muscolare. Durante questa prova il soggetto, tramite delle cuffie, è stato messo in grado di ascoltare il segnale audio di feedback proporzionale al livello di attività dei muscoli soleo e gastrocnemio mediale istante per istante, ed è stato istruito a minimizzarne il più possibile il volume.

Quanto descritto sopra, riguardo alla procedura seguita al fine di ottenere il segnale audio di feedback, viene rappresentato in modo schematico in figura 16.

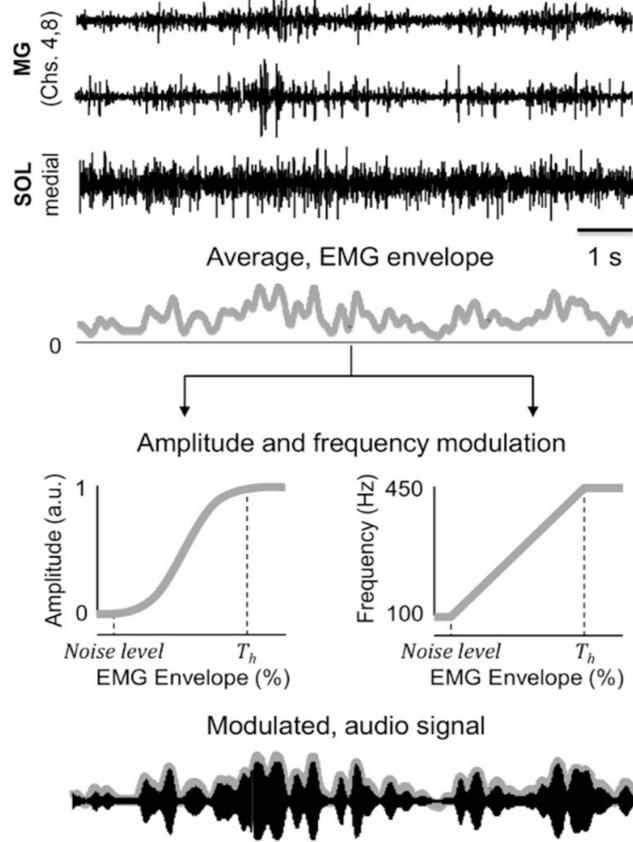


FIGURA 16 – RAPPRESENTAZIONE SCHEMATICA DELLA PROCEDURA DI GENERAZIONE DEL FEEDBACK AUDIO EMG.

In figura 17 e 18 si riporta un sunto dei risultati ottenuti dall'analisi statistica.

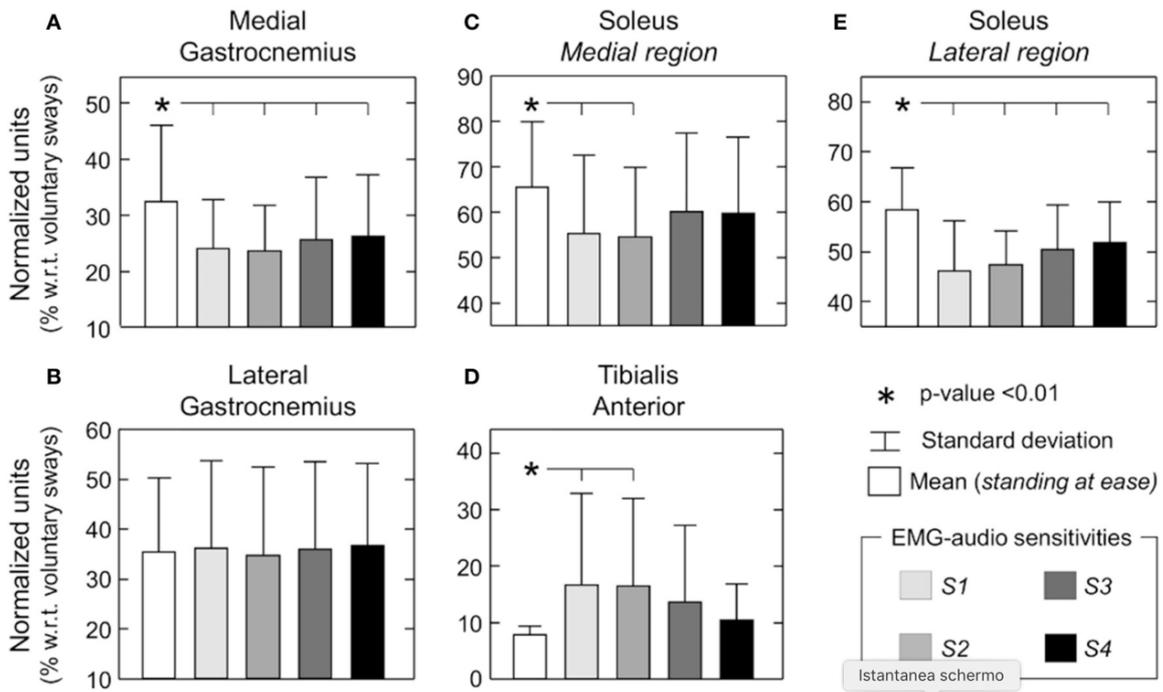


FIGURA 17 - MEDIA E DEVIAZIONE STANDARD PER I VALORI RMS DEI SEGNALI EMG OTTENUTI NELLE VARIE CONDIZIONI DI ACQUISIZIONE PER CIASCUN MUSCOLO ANALIZZATO.

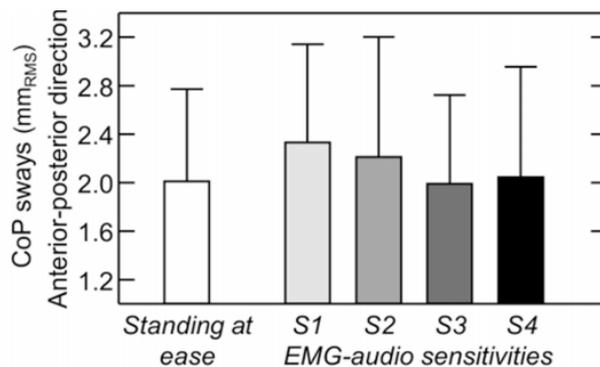


FIGURA 18 – MEDIA E DEVIAZIONE STANDARD DEI VALORI RMS DELLE OSCILLAZIONI DEL COP IN DIREZIONE ANTERO – POSTERIORE, PER LE VARIE CONDIZIONI DI ACQUISIZIONE.

Dal confronto delle quattro condizioni di EMG audio feedback con la condizione di riferimento emerge, specialmente per le due condizioni di feedback meno sensibili (soglie al 70% e al 90% del 95° percentile), una diminuzione significativa del livello di attività di soleo e gastrocnemio mediale, un incremento marginale dell'attività del tibiale anteriore e nessun cambiamento significativo sulle oscillazioni del centro di pressione e la relativa posizione media.

Tali risultati suggeriscono la possibilità futura di utilizzare tale protocollo di training come valido strumento di assistenza per quei soggetti che necessitano di migliorare la propria abilità di mantenersi in postura eretta in maniera sicura ed efficiente.

3.2.3 REALTA' VIRTUALE

Per concludere si riporta lo studio di Duque et al. (2013), volto a valutare l'effetto di un sistema di realtà virtuale, il BRU (Balance Rehabilitation Unit), sul mantenimento dell'equilibrio, le cadute e la paura di cadere negli anziani: si tratta di un metodo di training dell'equilibrio che combina gli effetti di varie condizioni somato – sensoriali, visuali e vestibolari, una sintesi delle quali è riportata in figura 19.

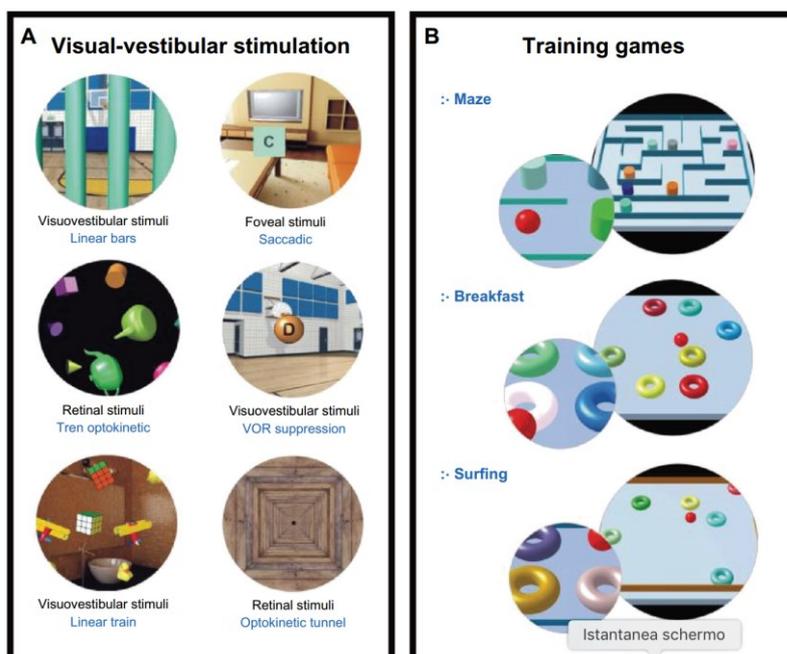


FIGURA 19 – SINTESI DEL PROTOCOLLO ADOTTATO NELLO STUDIO DI DUQUE ET AL. (2013).

I soggetti sono stati divisi in due gruppi, uno di controllo, l'altro di training: gli allenamenti sono stati eseguiti dai componenti del gruppo di training in sessioni di 30 minuti, due volte a settimana per sei settimane, sotto la guida di un fisioterapista. Gli esercizi consistono in tre giochi di training posturale con crescente livello di difficoltà, con l'obiettivo di raggiungere almeno il livello 10/15 per ogni gioco entro la fine del periodo di training. Un report posturografico è stato stilato alla settimana 0 e a distanza di 9 mesi per entrambi i gruppi, mentre solo per il gruppo di training è stato eseguito un ulteriore test alla settimana 6.

In figura 20 si riporta una panoramica dei risultati ottenuti.

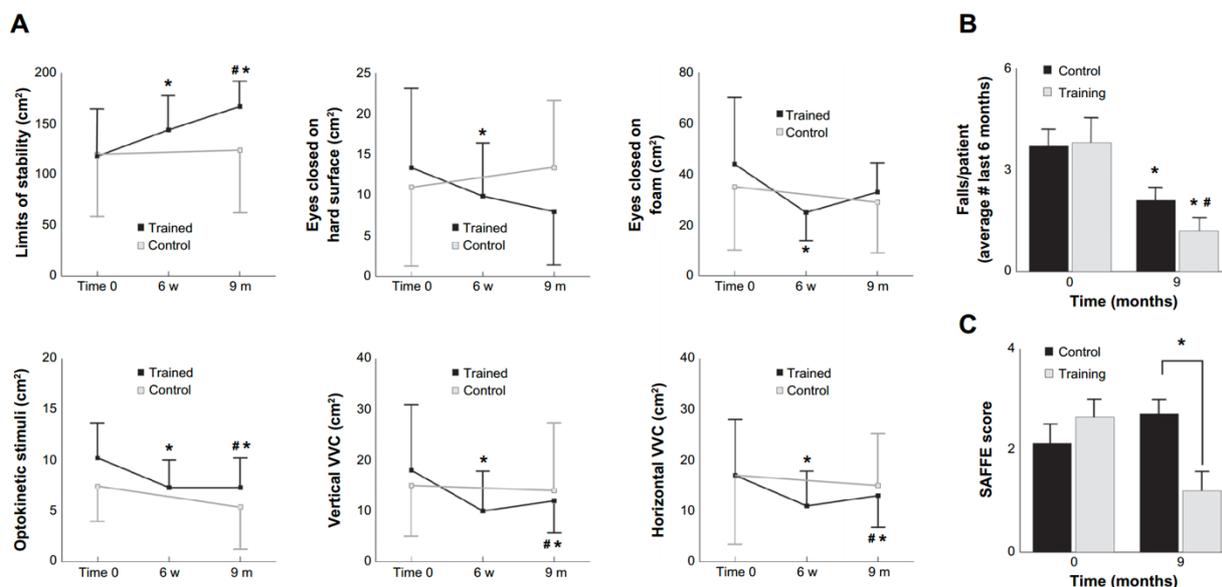


FIGURA 20 – (A): CONFRONTO DEI LIMITI DI STABILITÀ E DELL'AREA MEDIA DELL'ELLISSE DI CONFIDENZA ALLE SETTIMANE 0 E 6, E A 9 MESI DALL'INIZIO DELL'ATTIVITÀ DI TRAINING. (B, C): MEDIA E DEVIAZIONE STANDARD DEL NUMERO DI CADUTE (B) E DEL PUNTEGGIO OTTENUTO SUL TEST PER LA PAURA DI CADERE (C) SOMMINISTRATO AI SOGGETTI ALLA SETTIMANA 0 E A 9 MESI DI DISTANZA DALL'INIZIO.

Dai risultati emerge che il 91% dei soggetti è riuscito a raggiungere il livello 10/15 per i tre giochi proposti; inoltre dopo sei settimane di allenamento, nel gruppo di training è stato registrato un significativo miglioramento in parametri posturografici, tra i quali si trovano un incremento dei limiti di stabilità e una diminuzione dell'area ellittica di confidenza del centro di pressione ad occhi chiusi su superficie rigida, per stimoli optocinetici e stimoli visuo-vestibolari nella direzione verticale e orizzontale. Sebbene in seguito all'applicazione di questo protocollo di training è stata evidenziata una diminuzione dell'incidenza delle cadute e della paura di cadere nei soggetti del gruppo di training, parte dei miglioramenti segnalati durante il test intermedio sono risultati sfumati nell'ultimo test effettuato a 9 mesi dall'inizio delle sessioni di allenamento.

Dalla descrizione sopra effettuata emerge chiaramente che ad oggi esiste una grande varietà di studi, ciascuno dei quali presenta le proprie idee, seguendo la strada della riduzione delle oscillazioni posturali piuttosto che quella dell'attenuazione dell'attività muscolare: sebbene esistono, come precedentemente detto, delle evidenze a favore della seconda opzione, non vi è tutt'oggi una convenzione comunemente accertata sui meccanismi che effettivamente favoriscono il miglioramento del controllo posturale nella maniera più fisiologica possibile.

È sembrato alquanto interessante andare in qualche modo ad integrare le due idee, sfruttando il modello del controllo posturale introdotto in Raniolo (2018) per creare un protocollo di training di nuova generazione in cui:

- si richiede al soggetto di controllare delle oscillazioni ottenute con l'ausilio di un pendolo inverso esterno; non vi sono spostamenti del proprio centro di massa, il soggetto è immobile, fissato ad un supporto o, alternativamente, seduto su un lettino con gambe distese e piedi bloccati sul supporto: questa possibilità alternativa costituisce la più importante caratteristica di innovazione per i protocolli di training, infatti, negli studi presenti in letteratura condizione necessaria affinché si possa applicare il protocollo di training è che il soggetto, pur in modo instabile, riesca a mantenersi all'impiedi; nel presente caso, invece, l'opportunità di effettuare un protocollo di training della postura eretta da seduti costituisce la chiave di volta per tutti quei pazienti che per un motivo o per un altro sono impossibilitati a controllare il proprio l'equilibrio.
- si fornisce un feedback visivo sugli spostamenti del centro di pressione di un modello biomeccanico virtuale che mima, in modo specifico, il comportamento di ciascun soggetto in stazione eretta;
- per la prima volta i soggetti sono istruiti a minimizzare le oscillazioni, mostrate su uno schermo, andando a modulare l'attività dei muscoli flessori plantari. Questa costituisce l'altra caratteristica innovativa del protocollo di training presentato, infatti, sebbene in altri studi che utilizzano modelli biomeccanici sono stati proposti varie tipologie di controllo quali l'auto bilanciamento a mano (Lakie & Loram, 2006), il bilanciamento di un modello di pendolo inverso attraverso l'utilizzo di joystick pilotato a mano (Cabrera & Milton, 2002; Moss & Milton, 2003; Cabrera & Milton, 2004), o ancora protocolli che prevedevano il controllo di carichi esterni instabili per mezzo di un pedale (Fitzpatrick et al. 1992, 1994, 1996; Fitzpatrick & McCloskey, 1994; Fukuoka et al. 2001; Loram et al. 2001; Nagata et al. 2001; Loram & Lakie, 2002b), nel presente studio sono gli stessi muscoli che controllano la stazione eretta nella situazione reale ad essere utilizzati per gestire il modello del pendolo inverso esterno; e, in particolare, il controllo non è definito dall'esecuzione di un movimento, ma dal livello di attività muscolare esercitata dai muscoli coinvolti, letto sotto forma di segnale elettromiografico.

Si introduce di seguito la descrizione dei metodi utilizzati nella realizzazione di questo studio di tesi.

4. METODI

Negli anni sono stati utilizzati diversi test e strumenti per l'analisi della stazione eretta: fu Mortiz Heinrich Romberg, neurologo tedesco, uno dei primi studiosi a compiere, già nel 1855, i primi passi verso lo studio della postura eretta: il famoso test di Romberg prevedeva che il paziente sostasse in quiete, in posizione eretta, con i talloni vicini, le punte dei piedi divaricate a 30° e le braccia rilassate lungo i fianchi: si prevedeva l'esecuzione di due prove, una per 30 secondi con gli occhi fissi su un riferimento grafico posto a 3 metri di distanza dal soggetto stesso, e l'altra per 30 secondi con gli occhi chiusi. Il fine era quello di verificare l'eventuale presenza di disturbi al sistema somato – sensoriale o vestibolare nel soggetto in esame, possibilità che si accertava comparando l'ampiezza delle oscillazioni eseguite dal soggetto nelle due prove descritte: l'esito del test era da considerarsi positivo nel caso in cui si fossero presentate differenze significative tra i due andamenti. All'epoca tale test era più qualitativo che quantitativo.

Al giorno d'oggi esistono nuove tecniche, molto più accurate, che si basano su strumenti altamente sensibili tra i quali troviamo:

- ✚ fotocamere digitali;
- ✚ sistemi di cattura del movimento: prevedono l'interazione tra videocamere, generalmente a infrarosso, e una serie di marcatori riflettenti fissati sul soggetto nei punti di riferimento anatomici; per questi sistemi si necessita chiaramente del relativo software, indispensabile sia per l'elaborazione dei dati acquisiti che per l'eventuale creazione di modelli tridimensionali del sistema analizzato;
- ✚ solette provviste di sensori: il numero di sensori può variare da poche decine per le solette più economiche a qualche centinaio per quelle più costose e accurate. Inserite direttamente all'interno delle scarpe, sono utilizzate per il rilevamento in tempo reale delle variazioni del punto di applicazione del centro di pressione e per la mappatura della distribuzione della pressione sulla pianta del piede;
- ✚ piattaforme dinamometriche;
- ✚ elettromiografi.

Gli strumenti utilizzati per questo studio di tesi sono una piattaforma dinamometrica, per il rilevamento della coppia esercitata sulla caviglia dai muscoli flessori plantari, e un sistema per l'acquisizione di segnali elettromiografici di superficie; inoltre si è fatto uso di una scheda d'acquisizione e del software Matlab per l'acquisizione e l'elaborazione dei segnali.

Si introducono, di seguito, i concetti di base sulle pedane dinamometriche e sull'elettromiografia di superficie.

4.1 PIATTAFORMA DINAMOMETRICA – CONCETTI DI BASE –

La pedana di forza stabilometrica permette di ricavare il punto di applicazione del centro di pressione, ovvero della risultante delle forze di reazione vincolare con la superficie d'appoggio: tale parametro risulta assolutamente valido per lo studio della stazione eretta, e questo viene ampiamente confermato in letteratura; inoltre è possibile, a partire da tale parametro, ricavare i dati relativi al centro di massa, applicando delle tecniche di elaborazione dei segnali.

Si tratta di una piattaforma rettangolare che poggia al suolo attraverso un certo numero di trasduttori meccano – elettrici, minimo tre, anche se generalmente ve ne sono quattro posizionati ai quattro angoli della piattaforma; tali trasduttori sono quelli che rilevano, attraverso l'elemento sensibile, le variazioni di forza applicata sulla pedana sotto forma di deformazioni meccaniche e traducono tale informazione, di natura fisica, in una differenza di potenziale. A partire dalla misura di tali tensioni è possibile dunque risalire alle forze applicate sulla pedana, i cui valori saranno letti tramite un apposito software e utilizzate per il calcolo della coppia alla caviglia e quindi del centro di pressione.

Sfruttando il binomio pedana di forza – software apposito si riesce ad effettuare sia analisi stabilometriche che statochinesiometriche:

- lo stabilogramma è un grafico che riporta le oscillazioni del CoP nella sola direzione antero – posteriore o in quella medio – laterale: si tratta di una rappresentazione a due dimensioni dove l'asse delle ascisse indica il tempo, mentre quello delle ordinate l'andamento del CoP in una delle due direzioni.

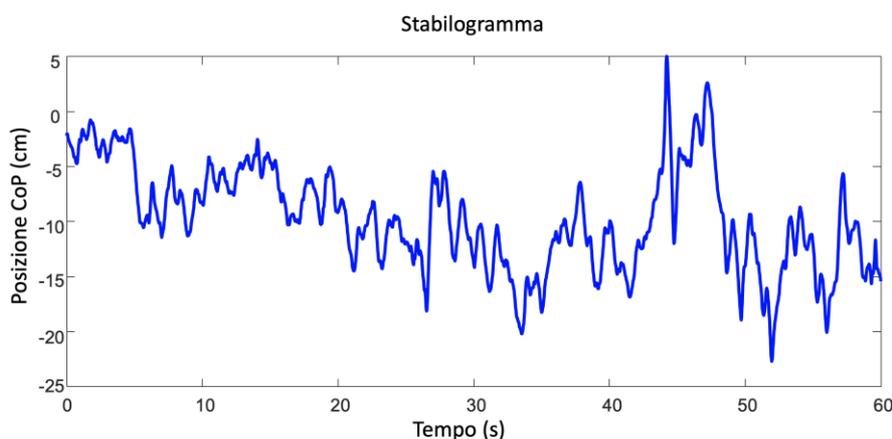


FIGURA 21 - ESEMPIO DI STABILOGRAMMA IN DIREZIONE ANTERO – POSTERIORE

Lo statochinesiogramma è un grafico che rappresenta gli andamenti delle due coordinate del CoP nel tempo: si tratta di una rappresentazione a gomitolato bidimensionale, dove l'asse delle ascisse riporta i valori del CoP nella direzione medio – laterale mentre quello delle ordinate i valori del CoP nella direzione antero – posteriore.

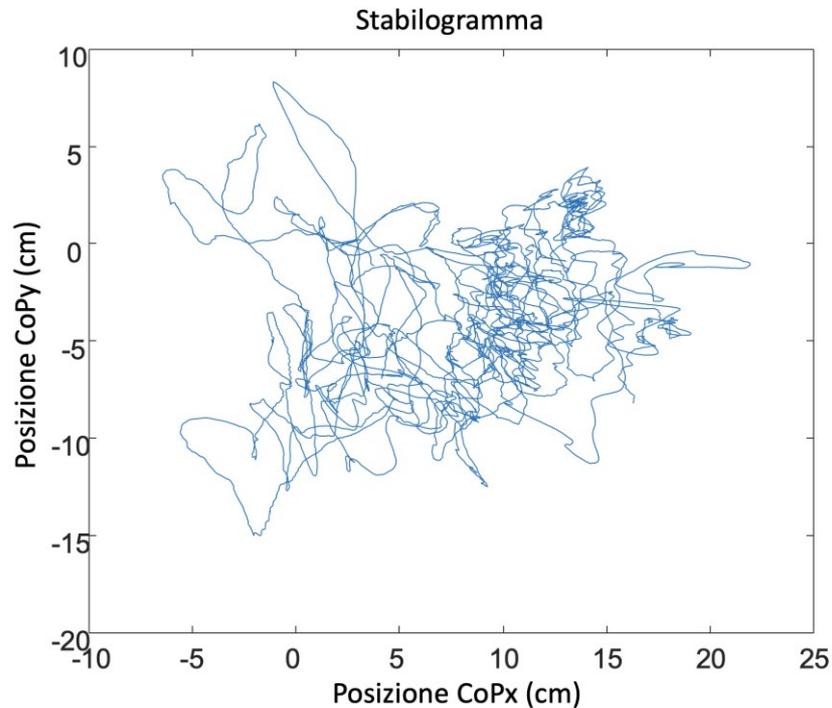


FIGURA 22 - ESEMPIO DI STATOCHINESIOGRAMMA.

Le pedane di forza si dividono in due categorie fondamentali in base alle tipologie di sensori di cui sono provviste; in particolare si distingue tra: sensori resistivi e sensori piezoelettrici.

4.1.1 SENSORI RESISTIVI

I sensori resistivi sfruttano la variazione di resistenza di un materiale conduttore sottoposto ad allungamento. L'idea di base è quella di applicare la seconda legge di Ohm per la quale la resistenza di un filo conduttore risulta essere direttamente proporzionale alla lunghezza del filo stesso e inversamente proporzionale alla sua area secondo la legge:

$$R_0 = \rho \frac{L}{A}$$

Assumendo R_0 come resistenza a riposo, i tre termini che contribuiscono alla variazione di tale resistenza saranno:

$$\frac{\Delta R}{R_0} = \frac{\Delta \rho}{\rho} + \frac{\Delta L}{L} - \frac{\Delta A}{A} = K\varepsilon + \varepsilon + 2\nu\varepsilon = G\varepsilon,$$

dove ε definisce lo strain medio del filo sulla lunghezza ΔL , mentre G è detto gauge factor e dipende dal materiale di cui è fatto il filo conduttore. La resistenza ottenuta a seguito di una deformazione sarà espressa dalla relazione:

$$R = R_0 + \Delta R = R_0(1 + G\varepsilon)$$

Al fine di avere resistenze abbastanza elevate (centinaia di Ω), è necessario che la lunghezza L del filo conduttore sia molto più grande dell'area A , per questo motivo si usa ripiegare più volte un filo molto sottile su un foglio di materiale isolante (come mostrato in figura 23): questa appena descritta è la conformazione tipica degli estensimetri elettrici.

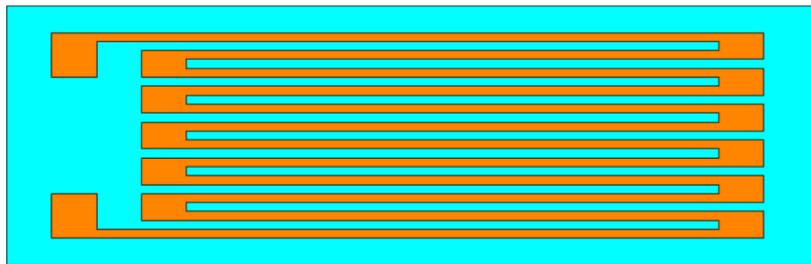


FIGURA 23 - ESEMPIO DI ESTENSIMETRO.

Un tipico circuito di condizionamento per gli estensimetri elettrici è basato sul ponte di Wheastone a sbilanciamento (si veda la figura 24): in particolare si suole posizionare un estensimetro per ogni elemento resistivo previsto nel circuito in figura, per un totale di quattro sensori.

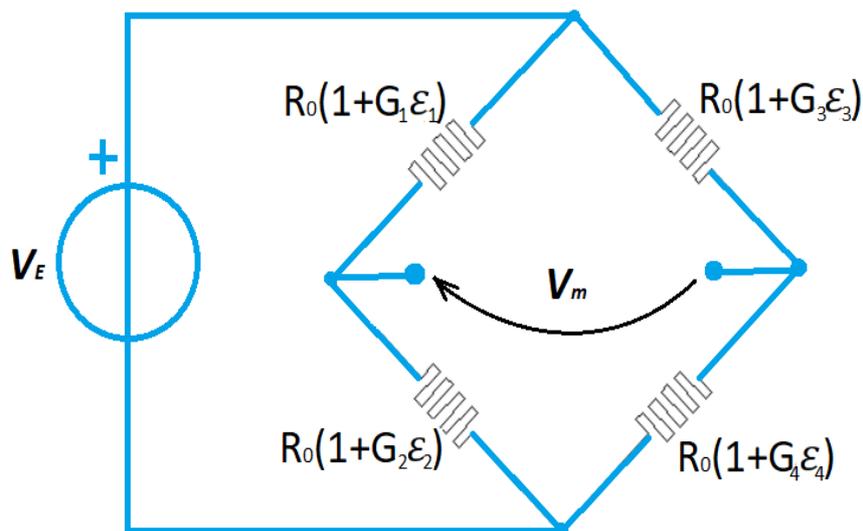


FIGURA 24 - CIRCUITO DI CONDIZIONAMENTO PER GLI ESTENSIMETRI ELETTRICI.

La tensione misurata dipenderà dagli allungamenti subiti da ciascun estensimetro e sarà descritta dalla reazione:

$$V_m = \frac{R_0(1 + G_2\varepsilon_2)}{R_0(1 + G_1\varepsilon_1) + R_0(1 + G_2\varepsilon_2)} - \frac{R_0(1 + G_3\varepsilon_3)}{R_0(1 + G_3\varepsilon_3) + R_0(1 + G_4\varepsilon_4)};$$

in tale configurazione si otterrà la sensibilità massima possibile ($S = dV/d\varepsilon = -V_E G$) e saranno compensati gli errori dovuti alle eventuali variazioni di temperatura.

L'applicazione degli estensimetri nelle celle di carico permette di ottenere i trasduttori di forza utilizzati nelle piattaforme dinamometriche a sensori resistivi.

4.1.2 SENSORI PIEZOELETTRICI

Come suggerisce il nome stesso, questa classe di sensori è basata sui cristalli piezoelettrici, che in virtù della loro proprietà di piezoelettricità, sono in grado di polarizzarsi qualora sottoposti a sollecitazione meccanica. Quando il cristallo viene sollecitato per mezzo di una forza esterna, la struttura cristallina dello stesso subisce una deformazione che comporta la perdita della neutralità elettrica e dunque la generazione di una carica elettrica.

Supponendo una resistenza di dispersione infinita (caso ideale), la carica q indotta a seguito di una sollecitazione con forza f sarà:

$$q = kf$$

dove k indica la costante piezoelettrica (C/N). Tuttavia, considerando le caratteristiche reali dei materiali piezoelettrici, questi presentano resistenza alta, ma non infinita, e ciò comporta la non adeguatezza di tali sensori per il rilevamento di deformazioni statiche.

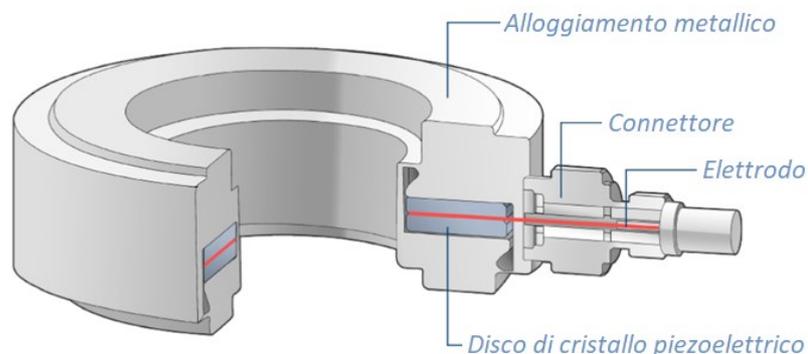


FIGURA 25 - ESEMPIO TRASDUTTORE PIEZOELETTRICO.^[35]

La figura 26 riporta una configurazione tipica dei trasduttori piezoelettrici: si inseriscono due dischi di cristallo, in mezzo ai quali è posto un elettrodo a foglio che ha la funzione di rilevare la carica elettrica presente sulle facce interne dei dischi: tale informazione andrà in ingresso a un amplificatore di carica che produrrà, a sua volta, l'uscita in tensione utile al calcolo delle forze applicate. Inoltre tali dischi di cristallo sono inseriti all'interno di un alloggiamento metallico che presenta la duplice funzione di proteggere i cristalli e di fornire il secondo punto di contatto con gli stessi, che andrà a collegarsi all'amplificatore tramite la schermatura del cavo. L'amplificatore di carica è generalmente costituito da un amplificatore operazionale in configurazione di integratore: ne è un esempio il circuito riportato in figura 26.

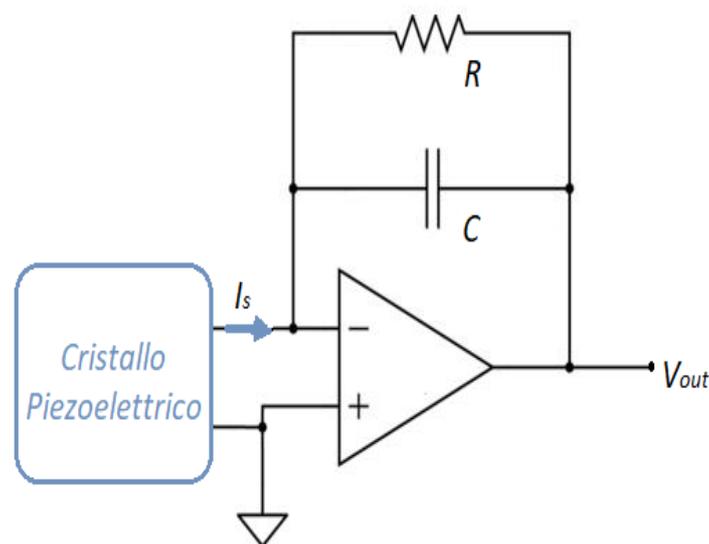


FIGURA 26 - AMPLIFICATORE DI CARICA UTILIZZATO PER I SENSORI PIEZOELETTRICI.

L'effetto piezoelettrico è direzionale e in particolar modo dipende dall'orientamento dalla struttura cristallina dei materiali utilizzati, questo è il motivo per cui generalmente si suole utilizzare due dischi di cristallo, uno sensibile alla direzione trasversale e l'altro alla direzione longitudinale.

A differenza dei sensori basati sugli estensimetri, questa tipologia di sensori offre un'alta rigidità, le deformazioni, infatti, sono alla scala nanometrica, e questo permette di utilizzare cristalli di dimensione molto piccola; inoltre sono molto versatili poiché consentono degli intervalli di misura abbastanza ampi.

4.2 SEGNALE ELETTROMIOGRAFICO DI SUPERFICIE – CONCETTI DI BASE –

Come già descritto, l'unità motoria costituisce la più piccola entità muscolare eccitabile tramite impulsi volontari: le fibre che appartengono a una determinata unità motoria hanno una disposizione casuale lungo il muscolo, ovvero si estendono in fasci separati, in modo tale che, lungo la sezione trasversale di un muscolo, fibre appartenenti a varie unità motorie si mescolano tra di loro.

L'elettromiografia consente di studiare i potenziali elettrici che interessano un determinato muscolo durante la contrazione: se, da un lato, il segnale relativo ad una singola fibra muscolare si presenta come un'onda bifasica con ampiezza media di decine di μV , dall'altro lato, andando a rilevare l'attività di una porzione relativamente ampia di muscolo, le fibre comprese produrranno degli impulsi bifasici con varie ampiezze e in differenti istanti di tempo. Per alti livelli di contrazione, i potenziali elettrici appartenenti alle varie unità motorie comprese nel volume di prelievo si sovrappongono, dando luogo a segnali elettromiografici complessi, detti pattern di interferenza.

L'elettromiografia di superficie è una tecnica molto versatile, non invasiva, e di facile applicazione, apprezzata proprio per il fatto che, più che sulle singole unità motorie, fornisce un'idea generale del comportamento del muscolo nel suo complesso o di buona parte di esso ^[24].

Il segnale prelevato per mezzo di elettrodi viene condizionato in prima battuta attraverso il sistema di prelievo, circuito hardware che permette di amplificare in vari stadi e filtrare quelle interferenze caratteristiche del segnale stesso; una volta effettuate le acquisizioni, è compito dei software perfezionare i segnali per mezzo di filtri digitali ed elaborazioni di vario genere.

Al fine di limitare il rumore di sottofondo si effettuano generalmente prelievi differenziali, in cui il segnale registrato è dato dalla differenza dei segnali rilevati per mezzo dei due elettrodi: in tal modo i contributi di rumore relativi a ciascun elettrodo, sicuramente paragonabili, andranno a elidersi nella sottrazione. L'ampiezza del segnale differenziale sarà in tal modo strettamente correlata ai livelli di attivazione muscolare e sarà compresa tra poche decine di microvolt e qualche millivolt.

Inoltre, va considerato il fatto che il segnale elettromiografico di superficie è influenzato da una serie di fattori che ne determinano la qualità. Primo tra tutti il fenomeno del cross-talk che indica la presenza nel segnale elettromiografico di contributi relativi non solo al muscolo d'interesse, ma anche a quelli sottostanti: si tratta chiaramente di un effetto indesiderato che va evitato scegliendo accuratamente la distanza interelettrodica, ovvero l'ampiezza del volume di prelievo; non è semplice infatti eliminare tale contributo dal segnale acquisito e per farlo si necessita di complesse tecniche di elaborazione. Altri parametri importanti sono la presenza di impurità sulla cute (quali ad esempio le

cellule morte) e lo spessore dello strato sottocutaneo, generalmente costituito da cute, grasso e tendini: questi si comportano come una resistenza piuttosto grande (fino a qualche megaOhm), con la conseguenza negativa di attenuare l'ampiezza del segnale captato dall'elettrodo. Al fine di contenere tale effetto si procede preparando le zone di cute direttamente a contatto con gli elettrodi per mezzo di rasatura e sfregamento di pasta abrasiva prima di applicare gli elettrodi stessi, e scegliendo una distanza interelettrodica più o meno grande a seconda che lo spessore sottocutaneo sia più o meno esteso.

Per concludere, anche le dimensioni degli elettrodi e il sistema di acquisizione scelto sono fattori di influenza per il segnale elettromiografico; la superficie di contatto degli elettrodi è inversamente proporzionale all'impedenza degli stessi: minore è la superficie degli elettrodi, maggiore è l'impedenza e maggiore è la suscettibilità del sistema d'acquisizione ai disturbi esterni. Inoltre, vanno valutate accuratamente le caratteristiche più opportune per il sistema d'acquisizione: frequenza di campionamento, numero di bit del convertitore analogico/digitale, numero di canali disponibili.

In questo lavoro di tesi si è scelto di effettuare il prelievo di segnali elettromiografici per mezzo di coppie di elettrodi bipolari per EMG di superficie. Il motivo di tale scelta sta nel fatto che in questo lavoro l'obiettivo principale è proprio quello di studiare i pattern d'attivazione di interi muscoli, senza la necessità di stabilire quali sono le zone di uno stesso muscolo che risultano più o meno attive (in tal caso sarebbero state più adeguate delle schiere di elettrodi): per questo si è proceduto scegliendo una distanza interelettrodica abbastanza ampia in modo da prelevare l'attività di un volume di prelievo sufficientemente rappresentativo del muscolo e allo stesso tempo abbattere gli effetti dello strato sottocutaneo, ma non così grande da rischiare il fenomeno indesiderato del crosstalk. Tale scelta risulta in accordo con quanto riportato in Vieira et al. (2016): nello studio citato si combina l'elettromiografia di superficie con quella intramuscolare per stabilire la validità dell'ipotesi che, per i muscoli che controllano la stazione eretta, distanze interelettrodiche più ampie implicano segnali più rappresentativi, pur mantenendo il grado di crosstalk a livelli marginali: dall'analisi dei dati emerge che per una distanza interelettrodica 5-7cm si hanno i campioni più rappresentativi per il gastrocnemio mediale e che tale distanza implica un contributo di crosstalk dovuto dal soleo abbastanza trascurabile (meno del 10%).

Inoltre, in Dos Anjos (2018) è stato dimostrato come la durata dell'attività dei flessori plantari durante la stazione eretta differisca tra la gamba destra e la sinistra; per tali motivi si è scelto di effettuare il prelievo dei segnali elettromiografici per entrambe le gambe.

4.3 DESCRIZIONE STRUMENTAZIONE

4.3.1 ELETTROMIOGRAFO DUE PRO

Il DuePro è un sistema modulare di acquisizione per segnali elettromiografici di superficie e di segnali biomeccanici: è composto da una serie di sonde per il prelievo: le sonde Due provviste di due canali ciascuna e progettate per il prelievo dei segnali elettromiografici attraverso coppie di elettrodi bipolari di superficie, e le sonde DueBio, anch'esse costituite da due canali ciascuna, e utili per la registrazione di segnali provenienti da elettrogoniometri, celle di carico, IMU (unità di misura inerziale), e altri circuiti esterni.

Le sonde sono alimentate tramite batteria e comunicano in modo wireless con un'apposita unità detta DueStation, che si occupa, oltre che di ricaricarle in modo induttivo, di effettuare il trasferimento dei dati rilevati all'interno del PC, utilizzando il software di cui è provvisto il sistema.

Inoltre, il sistema DuePro è fornito anche di un ricevitore alternativo, il DueDongle, con cui le sonde sono in grado di comunicare, sempre in modo wireless: tale dispositivo, a differenza della DueStation, non necessita di essere alimentato con collegamenti alla rete, ma permette di effettuare il trasferimento dei dati prelevati dalle sonde direttamente all'interno del PC, utilizzando la sola porta USB.

Il DuePro permette di effettuare il prelievo di 14 segnali in contemporanea, per un totale di 7 sonde Due o DueBio.

In figura 27 è riportata l'immagine di una sonda Due rappresentata in visione frontale, da dietro e dall'alto.

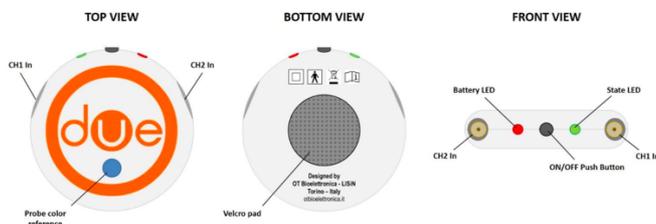


FIGURA 27 - SONDA DUE RAPPRESENTATA IN VISIONE FRONTALE, DA DIETRO E DALL'ALTO.

Si riporta di seguito una lista delle specifiche relative alle sonde Due (figura 28).

Due	
Number of sEMG signals	2
Gain	200 V/V
Bandwidth	10 ÷ 500Hz
Input noise	< 2 μ V _{RMS}
CMRR	>100 dB
Sampling frequency	2048 Hz
Input Range	\pm 8mV (RTI – Referred To Input)
A/D converter resolution	16 bits
Receiver	PC (Windows), Smartphone or Tablet (Android)
Wireless transmission protocol	Bluetooth 4.0
Power supply	3.7V LiPo battery
Charging mode	Inductive
Battery lifetime during continuous transmission	13 hours
Weight	12g
Size	21mm (Radius) x 11mm (thickness)

FIGURA 28 - SPECIFICHE TECNICHE DELLE SONDE DUE.

Come si nota dalle specifiche, la frequenza di campionamento dei segnali è di 2048Hz; inoltre, le sonde Due prevedono una dinamica di ingresso compresa tra \pm 8mV e il convertitore analogico – digitale effettua delle conversioni a 16bit; il guadagno dell’amplificatore differenziale è di 200 V/V e il protocollo di comunicazione con il ricevitore è il Bluetooth 4.0.

Per quanto riguarda le sonde DueBio invece, si riportano di seguito le relative specifiche (figura 29).

DueBio	
Number of channels	2 (not conditioned, conditioned or IMU)
Number of not conditioned signals	2
Number of conditioned signals (Gain 100V/V, Bandwidth 0Hz-100Hz)	2
IMU	<ul style="list-style-type: none"> • 3axes accelerometer (\pm8g) • 3 axes gyroscope (coming soon) • 3 axes magnetometer (coming soon)
Input noise (applicable to conditioned signals)	< 2 μ V _{RMS}
CMRR (applicable to conditioned signals)	>100dB
Sampling frequency (conditioned and not conditioned signals)	2048Hz
Sampling frequency (IMU)	100Hz
A/D converter resolution	16 bit
Power supply available on the output connectors	0V - 3.3V
Receiver	PC(Windows), Smartphone or Tablet (Android)
Wireless transmission protocol	Bluetooth 4.0
Power supply	3.7V LiPo battery
Charging mode	Inductive
Weight	12g
Size	21mm (Radius) x 11mm (thickness)

FIGURA 29 - SPECIFICHE TECNICHE DELLE SONDE DUEBIO.

Anche in questo caso la frequenza di campionamento è di 2048 Hz e il convertitore analogico – digitale effettua delle conversioni a 16 bit, mentre la dinamica di ingresso è compresa tra 0 e 3.3V.

Le sonde DueBio possono essere configurate, in base all’esigenza di utilizzo, per acquisire segnali provenienti da vari sensori esterni. Si riportano nel seguente elenco le possibili configurazioni:

1. Segnali condizionati ('Conditioned'): da utilizzare per acquisire segnali di ingresso differenziali (ad es. celle di carico);
2. Segnali non condizionati ('Direct'): da scegliere nel caso di ingressi sbilanciati (single ended);
3. IMU: nel caso si vogliano acquisire segnali inerziali, provenienti ad esempio da accelerometri, giroscopi e magnetometri.

Il sistema DuePro permette di effettuare le acquisizioni sia tramite il software fornito dal costruttore, sia per mezzo di un eventuale software personalizzato: in questo studio di tesi è stata scelta la seconda opzione. Inoltre, per effettuare le acquisizioni sono state utilizzate 3 sonde Due e una sonda DueBio in configurazione 'Direct': quest'ultima è stata utile per acquisire un segnale di trigger esterno, necessario per sincronizzare segnali EMG con i dati provenienti dalla pedana di forza.

4.3.2 PIATTAFORMA DINAMOMETRICA KISTLER

La piattaforma dinamometrica utilizzata in questo lavoro di tesi è una Kistler 9286A, provvista di quattro trasduttori sensibili alle tre direzioni: per questi motivi per ciascun trasduttore sono presenti tre elementi sensibili, costituiti da dischi di cristallo di quarzo, come mostrato in figura 30:

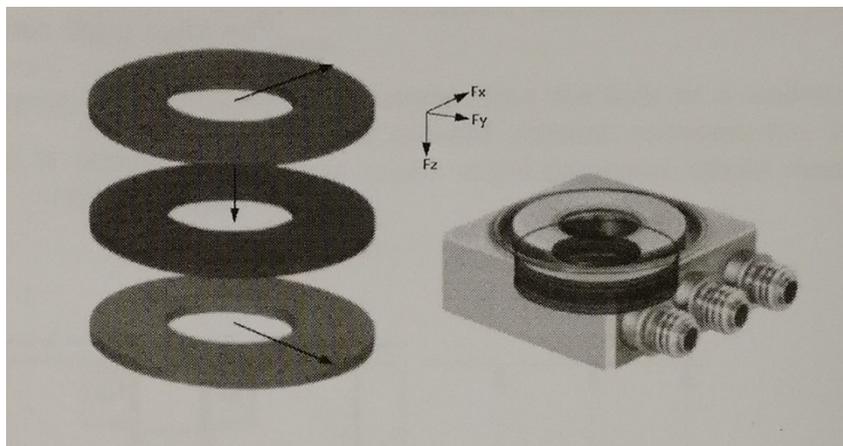


FIGURA 30 - ELEMENTI SESIBILI DELLA PEDANA DI FORZA KISTLER.

La pedana di forza Kistler permette di effettuare misure dinamiche e quasi statiche delle tre componenti ortogonali delle forze di reazione vincolare applicate ai trasduttori; la forza esterna rilevata da ciascun trasduttore viene scomposta nelle tre direzioni x, y e z: per l'asse z saranno forniti quattro valori di forza distinti, uno per ogni sensore, mentre per gli assi che giacciono sul piano della piattaforma, x e y, le forze che presentano la stessa linea d'azione (si veda la figura 31) avranno il medesimo valore ($F_{x1} = F_{x2}, F_{x3} = F_{x4}, F_{y1} = F_{y4}, F_{y2} = F_{y3}$) e per questo saranno forniti solo due valori di forza per ogni direzione.

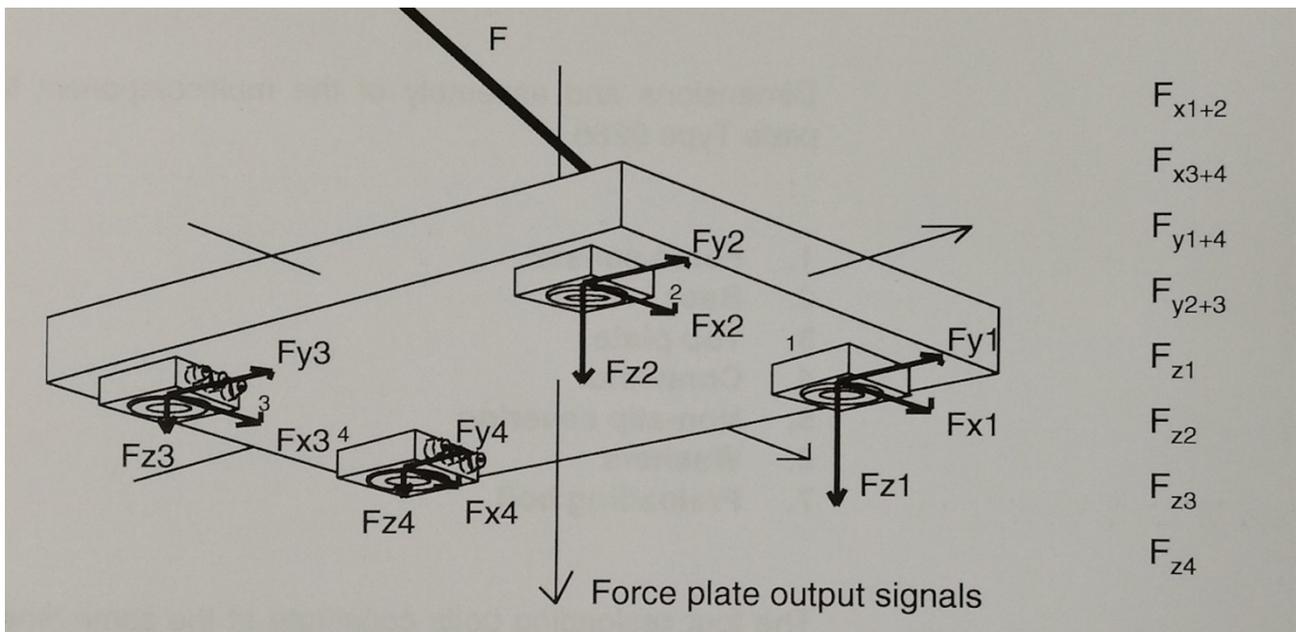


FIGURA 31 – DIREZIONE E VERSO DELLE FORZE CHE AGISCONO SU CIASCUN TRASDUTTORE DELLA PEDANA DI FORZA.

A partire da questi otto valori di forza è possibile ricavare le componenti dei momenti M_x , M_y e M_z , la coppia T_x e T_y , e le coordinate x e y del CoP.

L'unità di controllo che fornisce in uscita tali forze è la Kistler 5233A2 (figura 32), alla quale la pedana di forza viene collegata per mezzo di un cavo con agli estremi i connettori Fischer DEE a 9 pin (lato pedana di forza) e MIL a 19 poli (lato unità di controllo).

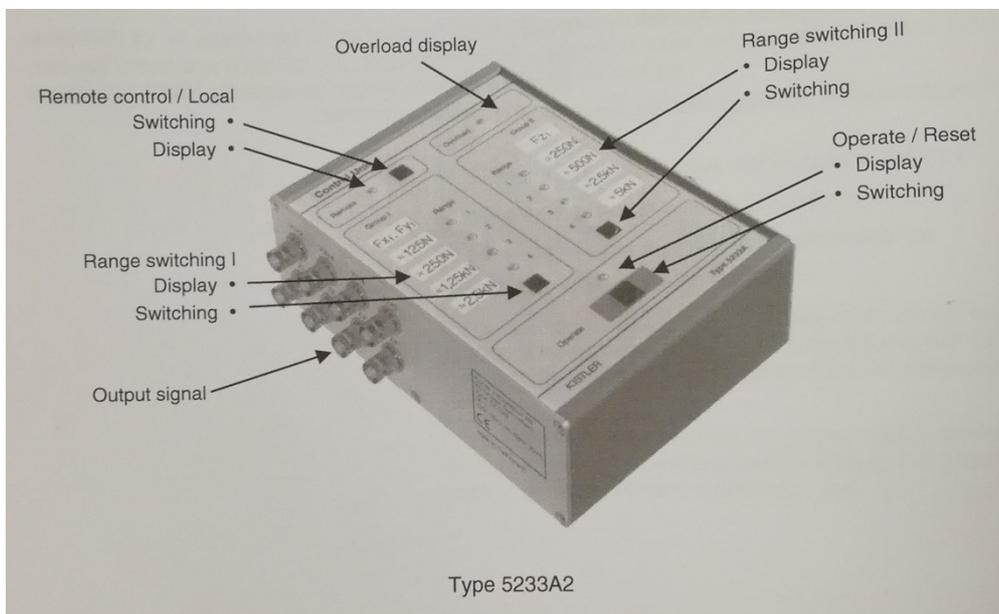


FIGURA 32 - UNITÀ DI CONTROLLO 5233A2.

Il circuito contenuto all'interno dell'unità di controllo consiste di una serie di blocchi, tra i quali vi sono un processore per i segnali analogici, dei filtri di plug – in, il rilevatore di sovraccarichi sulla pedana di forza, la logica digitale, la logica di controllo degli ingressi, la logica di controllo delle

uscite, e l'unità di alimentazione. Per quanto riguarda l'elaborazione analogica, i segnali in ingresso sono collegati come segnali differenziali rispetto a un pin di massa comune e il guadagno dello stadio analogico è unitario; la logica digitale controlla il circuito del dinamometro, indicando lo stato corrente; i segnali d'uscita sono analogici e di tensione compresa tra $\pm 5V$: il rilevatore di sovraccarichi monitorizza tali segnali e si occupa di attivare l'apposito led rosso nel caso in cui uno dei canali d'uscita va in saturazione, tentando di emettere un segnale maggiore di $\pm 6V$.

Nella pedana Kistler utilizzata sono previsti 4 valori di portata:

- Per l'asse z si distinguono le seguenti portate: 250N, 500N, 2.5kN e 5kN per sensore, così da permettere l'utilizzo di carichi con peso totale fino a 1, 2, 10 e 20 kN rispettivamente.
- Per gli assi x e y si distinguono le seguenti portate: 125N, 250N, 1.5kN e 2.5kN per sensore, così da permettere l'utilizzo di carichi con peso totale fino a 250N, 500N, 2.5kN e 5kN rispettivamente.

Si riporta in figura 33 la tabella di calibrazione contenente le sensibilità della pedana al variare delle portate.

	Fx / Fy kN	Fz kN	X1+2 ⁴⁾ mV/N	X3+4 ⁴⁾ mV/N	Y1+4 ⁴⁾ mV/N	Y2+3 ⁴⁾ mV/N	Z1 ⁴⁾ mV/N	Z2 ⁴⁾ mV/N	Z3 ⁴⁾ mV/N	Z4 ⁴⁾ mV/N
4 ²⁾	0 ... 5	0 ... 20	1,930	1,947	1,923	1,978	0,856	0,851	0,888	0,890
3 ¹⁾	0 ... 2.5	0 ... 10	3,861	3,893	3,845	3,957	1,712	1,702	1,776	1,780
2 ²⁾	0 ... 0.5	0 ... 2	19,273	19,427	19,313	19,827	8,508	8,473	8,828	8,846
1 ¹⁾	0 ... 0.25	0 ... 1	38,547	38,853	38,625	39,655	17,017	16,947	17,656	17,693

FIGURA 33 - TABELLA DI CALIBRAZIONE DELLA PEDANA DI FORZA KISTLER.

4.3.3 SCHEDA D'ACQUISIZIONE NATIONAL INSTRUMENT USB – 6210

Al fine di trasferire i dati rilevati dalla pedana di forza all'interno del PC si è fatto uso della scheda d'acquisizione National Instrument USB – 6210 riportata in figura 34.

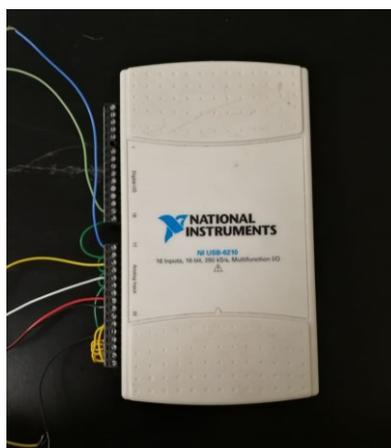


FIGURA 34 - NI USB – 6210.

Si tratta di una scheda di acquisizione a 16 canali, che permette di eseguire operazioni con segnali di ingresso/uscita sia analogici che digitali. In questo studio sono stati utilizzati 4 canali di ingresso analogici

contenenti le componenti in direzione z delle forze di reazione vincolare della piattaforma dinamometrica (le componenti in direzione x e y sono state trascurate); inoltre, un ulteriore canale analogico è stato utilizzato per acquisire un segnale di trigger utile per sincronizzare i dati riguardanti la pedana di forza con quelli relativi ai segnali EMG.

Lo schema a blocchi riportato nella seguente figura schematizza la circuiteria interna relativa ai segnali di ingresso analogici.

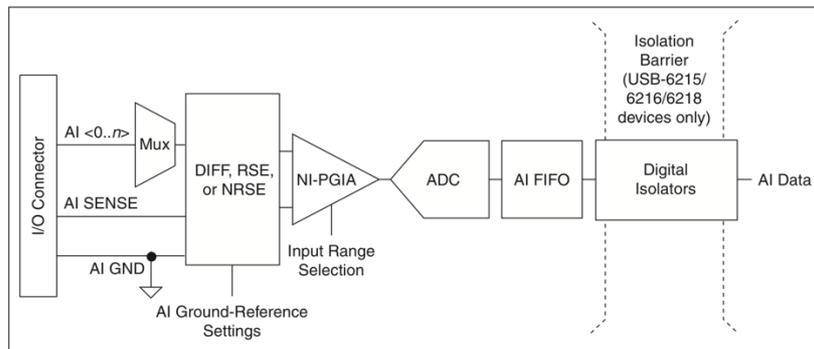


FIGURA 35 - SCHEMA A BLOCCHI DEL CIRCUITO DI INGRESSO ANALOGICO.

La scheda d'acquisizione in questione permette di connettere i segnali di ingresso analogici in diverse configurazioni:

- Modo differenziale: il dispositivo misura la differenza tra due segnali analogici di ingresso;
- Modalità sbilanciata, riferita (Referenced Single-Ended Mode): in questa modalità, detta RSE, il dispositivo misura la tensione presente su un ingresso analogico rispetto al pin di ground (GND). Tale la modalità è quella utilizzata per effettuare le acquisizioni in questo studio di tesi.
- Modalità sbilanciata non riferita (Non-Referenced Single-Ended Mode): tale modalità misura la tensione in ingresso rispetto a un ingresso di AI SENSE.

La NI-PGIA è un amplificatore da strumentazione a guadagno programmabile progettato dalla National Instrument in modo da effettuare delle misure minimizzando i tempi di assestamento per ciascun range di ingresso. Tale amplificatore permette di amplificare o attenuare i segnali di ingresso analogici al fine di lavorare sempre con la risoluzione migliore; infatti, la risoluzione varia al variare della dinamica di ingresso: il convertitore analogico digitale effettua delle conversioni a 16 bit, il che significa che al variare

Input Range	Nominal Resolution Assuming 5% Over Range
-10 V to 10 V	320 μ V
-5 V to 5 V	160 μ V
-1 V to 1 V	32 μ V
-200 mV to 200 mV	6.4 μ V

FIGURA 36 - RISOLUZIONI AL VARIARE DELLA DINAMICA DI INGRESSO.

delle diverse dinamiche di ingresso supportate dal dispositivo ($\pm 10V$, $\pm 5V$, $\pm 1V$, $\pm 200mV$) sarà possibile ottenere le risoluzioni riportate in figura 36.

Al fine di acquisire i segnali di forza provenienti dalla piattaforma dinamometrica, in questo lavoro di tesi è stata impostata la dinamica a $\pm 5V$, con frequenza di campionamento a 2048Hz.

4.3.4 GENERAZIONE SEGNALE DI TRIGGER

Il segnale di trigger è stato generato per mezzo del generatore di segnali portatile riportato in figura 37.



FIGURA 37 - GENERATORE DI SEGNALI.

Le caratteristiche del segnale di trigger utilizzato sono le seguenti:

- Onda quadra;
- Semi periodo: 1s
- Ampiezza picco – picco: 5V;
- Offset: 2.5V.

Non appena il tasto di start viene pressato si genera un fronte di salita che presenta le caratteristiche sopra riportate.

4.4 SUPPORTO SOFTWARE

I software utilizzati per l'intero lavoro di tesi sono Matlab e Simulink. In particolare, sono stati utilizzati degli script di acquisizione presenti in laboratorio e capaci di leggere i dati provenienti dal Due Pro e dalla scheda d'acquisizione National Instrument; inoltre parte del lavoro di tesi ha previsto la modifica di script già esistenti, per la fase di esecuzione del training in real-time, e la scrittura di nuovi script per la fase successiva di elaborazione dei dati.

Per ciò che concerne la fase di training in real-time è stato utilizzato un modello Simulink preesistente contenente un blocco capace di acquisire in tempo reale i segnali provenienti dal sistema DuePro: tale script è stato modificato in modo tale da mandare in uscita un valore alla volta, calcolato come media dei valori medi dei segnali EMG precedentemente rettificati e calcolati su epoche di circa 62.5ms, relativi ai soli muscoli soleo e gastrocnemio mediale. questo valore è stato, a sua volta, condizionato in modo tale da eliminare le componenti di rumore: in particolare, è stato posto uguale a zero se inferiore a un valore di soglia del rumore, calcolato come media più tre volte la deviazione standard del segnale ottenuto come media dei segnali EMG rettificati relativi alla fase di 'Supported Standing' (si veda il paragrafo 4.6), mentre è rimasto invariato nel caso contrario. Il valore così

ottenuto è stato quindi inviato in ingresso al blocco neuromuscolare del modello Simulink descritto in Raniolo (2018). Il condizionamento è stato effettuato.

In appendice A è riportato il modello Simulink completo che è stato utilizzato per l'esecuzione dei protocolli di training posturali presentati in questo studio di tesi.

Le simulazioni sono state effettuate in tempo reale, impostando un passo di campionamento fisso a 50ms.

Il feedback visivo è stato prodotto sullo schermo per mezzo del blocco 'Scope' di Simulink; in questa prima fase di indagine sul protocollo proposto non è stata prevista la realizzazione di interfacce grafiche: questo ha complicato l'utilizzo del sistema e l'ha reso per certi aspetti lievemente di non facile interpretazione da parte dei partecipanti.

Per ciò che concerne la fase di analisi dei dati, è stato creato un nuovo script: i metodi utilizzati a tal fine saranno introdotti nel paragrafo 'Tecniche di analisi dei segnali elettromiografici'.

4.5 DESCRIZIONE SOGGETTI, PREPROTOCOLLO E SET – UP

I dati sperimentali sono stati acquisiti al Laboratorio di Ingegneria del Sistema Neuromuscolare (LISiN) del Politecnico di Torino.

In questo lavoro di tesi sono stati analizzati i dati relativi a due soggetti sani, maschi e di età di 29 e 37 anni. A ciascuno di essi è stato chiesto di leggere e accettare il consenso informato riguardo alle prove effettuate, il contenuto del quale è stato riportato in appendice.

La cute di ciascun soggetto è stata preventivamente preparata tramite rasatura e sfregamento con pasta abrasiva nelle superfici direttamente a contatto con gli elettrodi, al fine di garantire un buon contatto cute – elettrodo.

È stata utilizzata una coppia di elettrodi differenziali per elettromiografia di superficie per ciascun muscolo: si è scelta una distanza interelettrodica di 4 cm, in modo da rilevare l'attività elettromiografica di un volume di prelievo sufficientemente rappresentativo del muscolo, ma non così grande da rischiare di incorrere nel fenomeno indesiderato del crosstalk. Gli elettrodi sono stati posizionati lungo l'asse longitudinale delle fasce muscolari, centrati sul ventre muscolare, per quanto riguarda il gastrocnemio mediale e tibiale anteriore, mentre per il soleo si è scelto di posizionare un elettrodo subito sotto l'apice del gastrocnemio mediale e l'altro pochi centimetri più in basso sull'asse che congiunge il calcagno alla zona di divisione tra gastrocnemio mediale e laterale, in modo tale da rispettare la distanza interelettrodica di 4cm.

Per questo lavoro di tesi è stato utilizzato un sistema ideato ad hoc al fine di fissare il soggetto in piedi e con le spalle appoggiate al pannello apposito: tramite una cintura posizionata a livello delle anche si impedisce al soggetto di oscillare come farebbe nel normale controllo della postura eretta;

in questo modo è stato possibile effettuare un'acquisizione in cui il soggetto fosse completamente rilassato al fine di:

1. valutare la soglia di rumore;
2. misurare il contributo gravitazionale della coppia alla caviglia; infatti, sottraendo tale segnale dalla coppia alla caviglia totale, misurata tramite la piattaforma dinamometrica, è possibile ricavare il contributo di coppia relativo ai soli muscoli flessori plantari).

I piedi sono scalzi, posizionati parallelamente sulla pedana di forza, a una distanza all'incirca pari alla larghezza del bacino e in modo tale che la proiezione dei malleoli sulla superficie di base si trovi esattamente sull'asse longitudinale della pedana stessa.

Una versione alternativa è stata ideata e testata per mezzo di un lettino con schienale ribaltabile, sul quale è stato posizionato il soggetto, seduto, con le gambe distese (adagiate sul lettino), a piedi scalzi, bloccati a un supporto in modo da mantenere, durante tutta la fase di training in real – time, lo stesso angolo articolare (articolazione della caviglia).

4.6 PROTOCOLLO SPERIMENTALE

Il protocollo sperimentale consta di tre parti principali, due parti in offline e una in real-time.

4.6.1 FASI IN OFFLINE

Si è scelto di effettuare due acquisizioni in cui il soggetto è stato posizionato sulla pedana di forza, senza supporti, in normale stazione eretta (piedi posizionati come descritto nella sezione precedente): la durata delle acquisizioni è di 80s. Questa fase è stata nominata Free Standing (FS).

Inoltre, al fine di accedere al training in real-time è stato necessario prevedere una fase intermedia che permettesse di calcolare i parametri relativi a ciascun soggetto, in modo da ottenere un modello di pendolo inverso e blocco neuromuscolare personalizzati. Questa fase prevede un'acquisizione durante la quale si eseguono due compiti in successione:

1. Supported Standing (SS), in cui il soggetto sosta, fissato al supporto sopra descritto, in modo rilassato. Questa parte dell'acquisizione è stata utilizzata per stimare i livelli di rumore e il contributo gravitazionale della coppia alla caviglia; la durata di questa parte di acquisizione è di circa 15 secondi e al termine il soggetto è addestrato a partire con il successivo compito.

2. Voluntary Standing (VS), in cui si richiede al soggetto di effettuare delle flessioni plantari senza però alzare i talloni o le punte dei piedi dalla piattaforma di forza, né piegare le ginocchia. La durata di questa seconda parte di acquisizione è di circa 65 secondi.

L'istante di distinzione tra la fine del primo compito e l'inizio del secondo è stato documentato nei dati con l'aggiunta di un secondo fronte di salita nel segnale di trigger.

4.6.2 FASE IN REAL-TIME

Per ciò che riguarda le acquisizioni in real-time, si è proceduto effettuando 6 diverse acquisizioni di 80 secondi, per ciascuna delle quali è stato variato un parametro tra i due seguenti:

1. Rigidezza muscolare passiva (K): per tale parametro sono stati testati due valori, seguendo gli studi di Loram e Lakie (2002) che impongono una $K=0.91\% \cdot m \cdot g \cdot h$, e di Casadio et al. (2005) i quali suppongono una $K=0.65\% \cdot m \cdot g \cdot h$.
2. Guadagno del filtro passa basso modellizzante il blocco neuromuscolare (G): per questo parametro sono stati testati 3 valori, ovvero: quello calcolato dalla funzione di ottimizzazione riportata in Raniolo (2018) e poi lo stesso valore incrementato e decrementato di 200 unità (tale valore è stato scelto in modo da testare le due condizioni limite del modello: valori più alti avrebbero reso il training in real time non più efficace poiché troppo facile o eccessivamente difficile).

Si riporta in figura una tabella contenente le varie condizioni e le durate previste per le relative acquisizioni.

TABELLA 1 - CONDIZIONI PREVISTE DAL PROTOCOLLO DI TRAINING.

<i>Fase</i>	<i>Condizione</i>	<i>Durata acquisizione (s)</i>	<i>Numero acquisizioni</i>	<i>Note</i>
<i>Offline</i>	Free Standing (FS)	80	2	Trigger: un fronte di salita a 5s circa dall'inizio dell'acquisizione.

<i>Offline</i>	Supported Standing (SS)	15	1	Trigger: primo fronte di salita a 5s circa dall'inizio dell'acquisizione (impulso di sincronia); secondo fronte di salita a 15s circa dall'inizio dell'acquisizione (impulso di inizio VS).
	Voluntary Standing (VS)	65		
<i>Real-Time</i>	RT1	80	1	$K = 0.91 \text{ m g h}$, $G = G_{\text{ottimizzazione}}$
<i>Real-Time</i>	RT2	80	1	$K = 0.91 \text{ m g h}$, $G = G_{\text{ottimizzazione}} + 200\text{Nm/mV}$
<i>Real-Time</i>	RT3	80	1	$K = 0.91 \text{ m g h}$, $G = G_{\text{ottimizzazione}} - 200\text{Nm/mV}$
<i>Real-Time</i>	RT4	80	1	$K = 0.65 \text{ m g h}$, $G = G_{\text{ottimizzazione}}$
<i>Real-Time</i>	RT5	80	1	$K = 0.65 \text{ m g h}$, $G = G_{\text{ottimizzazione}} + 200\text{Nm/mV}$
<i>Real-Time</i>	RT6	80	1	$K = 0.65 \text{ m g h}$, $G = G_{\text{ottimizzazione}} - 200\text{Nm/mV}$

4.7 TECNICHE DI ANALISI DEI SEGNALI ELETTROMIOGRAFICI

L'analisi dei dati acquisiti durante i protocolli di training della postura prevede come obiettivo principale quello di confrontare i pattern d'attivazione dei muscoli coinvolti nel controllo posturale registrati nella fase in free standing (FS) con quelli acquisiti nelle varie condizioni in real-time (RTi).

A tal fine sono stati scelti una serie di parametri:

1. Durata di attivazione del muscolo rispetto alla durata totale di acquisizione;

2. Numero di onsets dei pattern di attivazione muscolare;
3. Valor medio del segnale RMS;
4. Deviazione standard del segnale RMS.

4.7.1 CALCOLO DEI VALORI RMS

Per poter esaminare tali parametri si è proceduto elaborando ogni segnale muscolare, relativo a ciascuna condizione, come descritto di seguito:

- Si è effettuato un filtraggio dei segnali grezzi con un filtro passa banda di Butterworth del 4° ordine, con frequenze di taglio inferiore e superiore di 15Hz e 350Hz, rispettivamente.
- Per ciascun segnale, sono stati calcolati i valori RMS su epoche di 40ms, in accordo con quanto descritto in Dos Anjos (2017).

Si riporta di seguito un esempio di segnale elettromiografico e del relativo segnale RMS, calcolato come descritto.

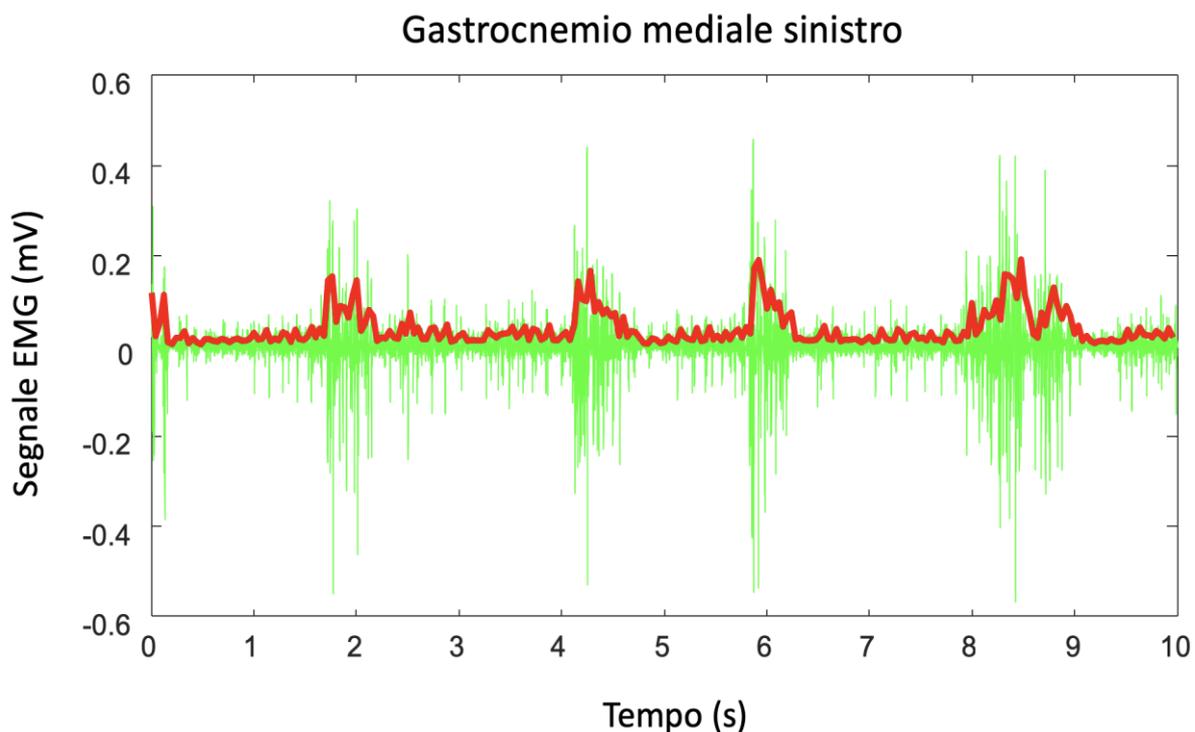


FIGURA 38 – ESEMPIO SEGNALE EMG E RELATIVO SEGNALE RMS CALCOLATI PER EPOCHE DI 40ms.

4.7.2 CALCOLO DELLA SOGLIA DI ATTIVAZIONE MUSCOLARE

Inoltre, è stata calcolata per ciascun muscolo una soglia di tensione al di sotto della quale il muscolo è da considerarsi disattivo e oltre la quale il muscolo è in attività: anche in questo caso è stato seguito il lavoro di Dos Anjos (2017).

Si è proceduto andando a considerare i dieci secondi di acquisizione in ‘Supported Standing’:

- A. Sono stati calcolati i valori RMS di ciascun segnale per finestre di 40ms.

- B. Sono stati calcolati media e deviazione standard per i valori RMS di ciascun segnale.
- C. Le soglie di attivazione sono state impostate come il valore medio più tre volte la deviazione standard.
- D. Si è proceduto al calcolo dei parametri considerando il muscolo attivo laddove il relativo involuppo supera in ampiezza il valore di soglia (si veda la figura 39); invece, le parti dell'involuppo inferiori a tale valore sono state considerate come attività di fondo (rumore).

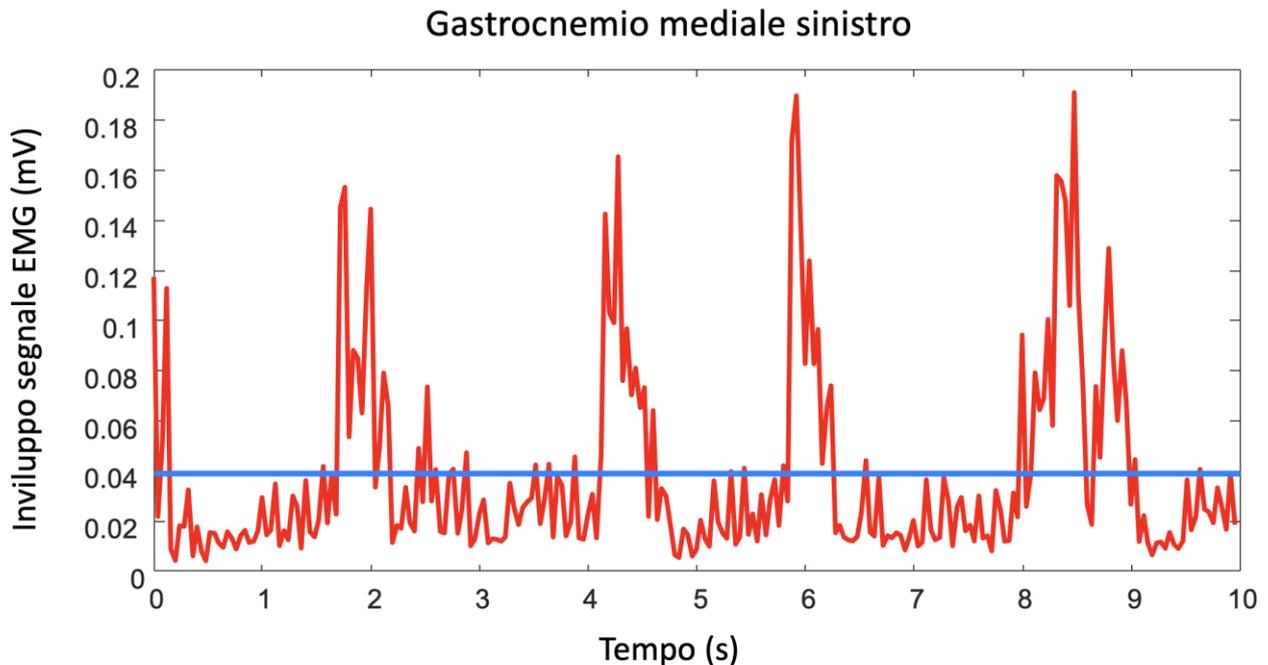


FIGURA 39 - ESEMPIO SEGNALE RMS RELATIVO AL CASTROCNEMIO MEDIALE, CON SOVRAPPOSTA LA SOGLIA DI ATTIVAZIONE.

Ricavata la soglia di attivazione, è stato possibile calcolare i parametri precedentemente elencati: si riporta di seguito la descrizione delle modalità di calcolo.

4.7.3 CALCOLO PARAMETRI

Durata di attivazione del muscolo rispetto alla durata totale di acquisizione: tale parametro fornisce un'informazione su quanto il muscolo è rimasto attivo durante ciascuna condizione di training. Considerando che la durata di ciascuna epoca rispetto alla quale si è ricavato l'involuppo è di 0.4s, per il calcolo della durata di attivazione del muscolo si è proceduto computando il numero di campioni che si trovano oltre la soglia di attivazione e moltiplicando tale valore per la durata delle epoche.

Numero di onset dei pattern di attivazione muscolare: si tratta del numero di volte che il segnale EMG passa da inattivo ad attivo. Tale parametro ci fornisce un'indicazione sulla modalità di attivazione e la strategia di controllo posturale adottata dal soggetto durante il protocollo di training: un valore basso di tale parametro potrebbe ad esempio indicare che il muscolo sia stato attivato in maniera continua, o che sia rimasto inattivo per quasi tutta la durata della prova, al contrario, un numero alto di onset potrebbe segnalare che sia stata adottata ad esempio una strategia di controllo a intermittenza.

Valor medio: è stato calcolato il valor medio del segnale RMS, al fine di avere un'indicazione sul livello medio di attività muscolare.

Deviazione standard del segnale: per finire è stata calcolata la deviazione standard dei segnali RMS, al fine di quantificare la variabilità dei segnali rispetto al valore medio di attivazione muscolare. Quest'ultimo è un parametro di fondamentale importanza per valutare in che modo la modulazione dell'attività muscolare è variata tra le varie condizioni.

5. STUDIO DEI CASI

Dei due soggetti partecipanti, si è chiesto al primo di effettuare il training nella versione classica all'impiedi, fissato al supporto, mentre, all'altro è stato richiesto di eseguire le varie condizioni da seduto, nella configurazione alternativa, con le gambe distese e i piedi bloccati alla barra di fissaggio.

Il calcolo delle soglie di attivazione, effettuato sui segnali EMG acquisiti durante la fase di 'Supported Standing' ha fornito, per il soggetto 1, i seguenti risultati:

TABELLA 2 - SOGLIE DI ATTIVAZIONE DEL SOGGETTO 1.

	<i>Sinistro</i>	<i>Destro</i>
<i>Gastrocnemio mediale</i>	0.0389 mV ^{RMS}	0.0410 mV ^{RMS}
<i>Soleo</i>	0.0236 mV ^{RMS}	0.0216 mV ^{RMS}
<i>Tibiale anteriore</i>	0.0028 mV ^{RMS}	0.0036 mV ^{RMS}

Mentre, per quanto riguarda il soggetto 2, si sono ottenute le soglie di attivazione riportate in tabella 3:

TABELLA 3 - SOGLIE DI ATTIVAZIONE DEL SOGGETTO 2.

	<i>Sinistro</i>	<i>Destro</i>
<i>Gastrocnemio mediale</i>	0.0037 mV ^{RMS}	0.0089 mV ^{RMS}
<i>Soleo</i>	0.0109 mV ^{RMS}	0.0345 mV ^{RMS}
<i>Tibiale anteriore</i>	0.0084 mV ^{RMS}	0.0094 mV ^{RMS}

5.1 FASE IN FREE STANDING

I segnali elettromiografici acquisiti per entrambi i soggetti, nella fase in 'Free Standing', sono risultati, all'ispezione visiva, di buona qualità e con caratteristiche d'attivazione abbastanza simili: i tracciati elettromiografici grezzi, riportati di seguito, sono rappresentativi dell'attività muscolare di gastrocnemio mediale, soleo e tibiale anteriore di entrambe le gambe e per i due soggetti.

La seguente figura riporta il tracciato elettromiografico del gastrocnemio mediale destro, appartenente al soggetto 1: si registra un'attività di ampiezza massima circa pari a 480 μ V in valore assoluto.

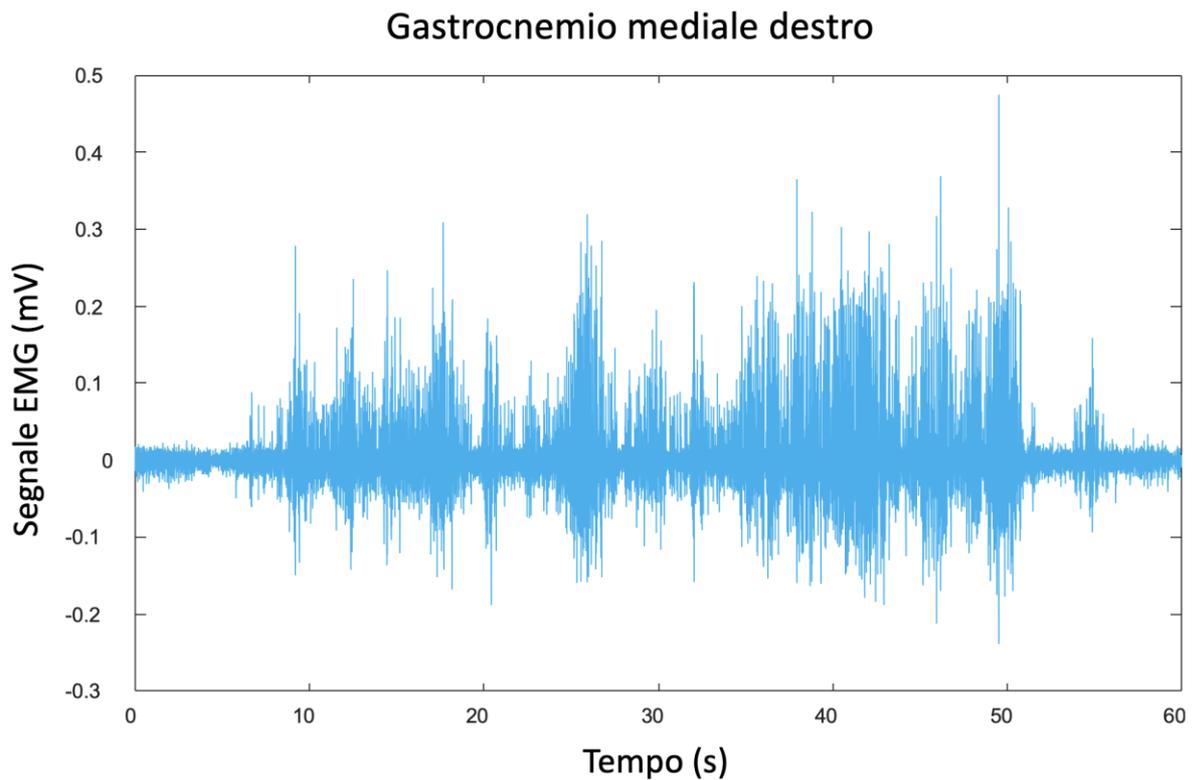


FIGURA 40 - SEGNALE EMG RELATIVO AL GASTROCNEMIO MEDIALE DESTRO IN 'FREE STANDING'.

Come atteso, il gastrocnemio mediale è risultato essere attivato in modalità intermittente: dall'ingrandimento dell'immagine, riportato in figura 41, è possibile individuare chiaramente una modulazione dell'ampiezza del segnale EMG tipica dei pattern d'attivazione del gastrocnemio mediale in stazione eretta.

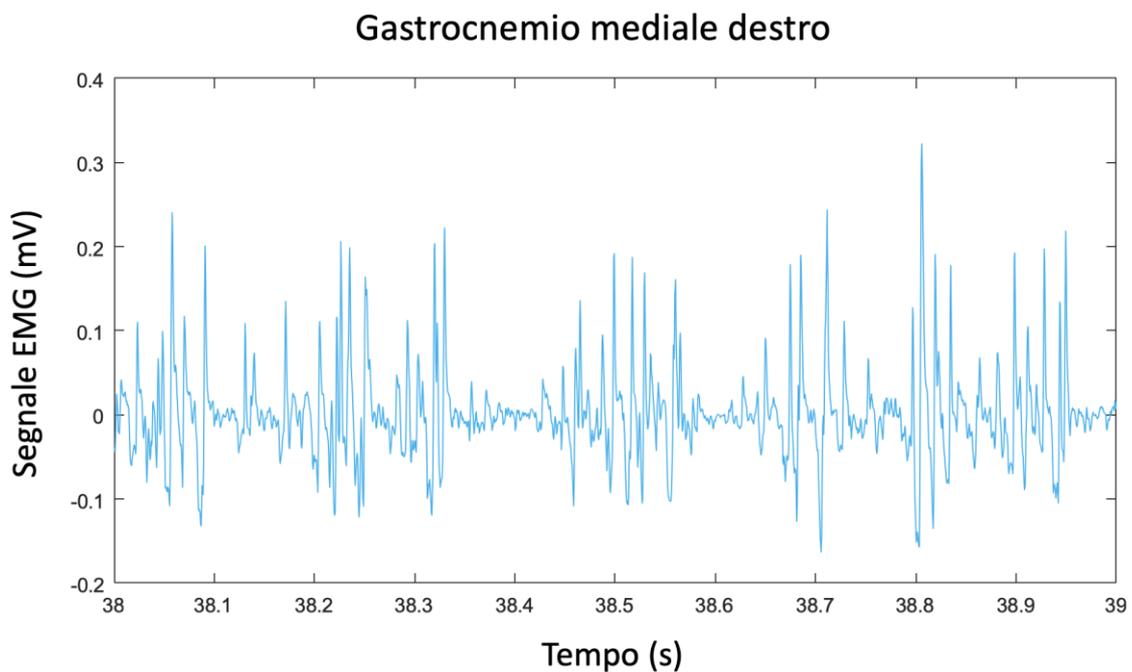


FIGURA 41 - IMGRANDIMENTO DEL SEGNALE EMG RIPORTATO IN FIGURA 40 PRESO DAL SECONDO 38 AL SECONDO 39.

Per quanto riguarda il soleo, nella figura seguente si riporta il tracciato elettromiografico relativo alla gamba destra.

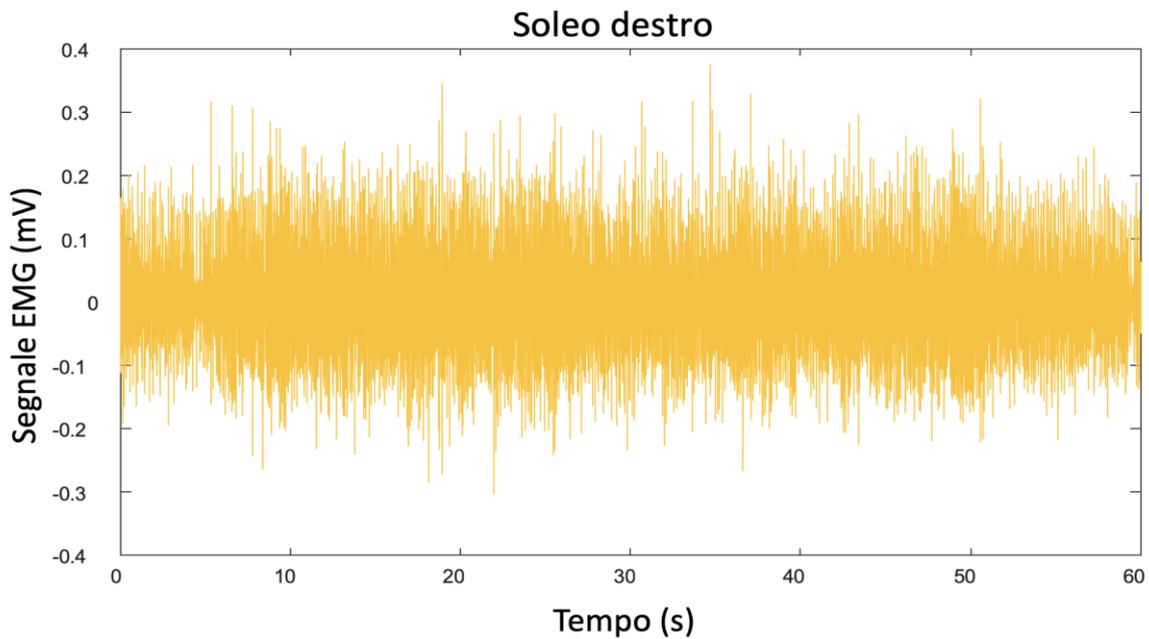


FIGURA 42 - SEGNALE EMG RELATIVO AL SOLEO DESTRO IN 'FREE STANDING'.

Anche in questo caso si registra un pattern d'attivazione che rispecchia le indicazioni studiate in letteratura: a differenza del gastrocnemio mediale il soleo risulta attivo in modo persistente, con ampiezze massime simili a quelle del gastrocnemio mediale.

Infine, si mostra in figura 43 il segnale EMG relativo al tibiale anteriore destro.

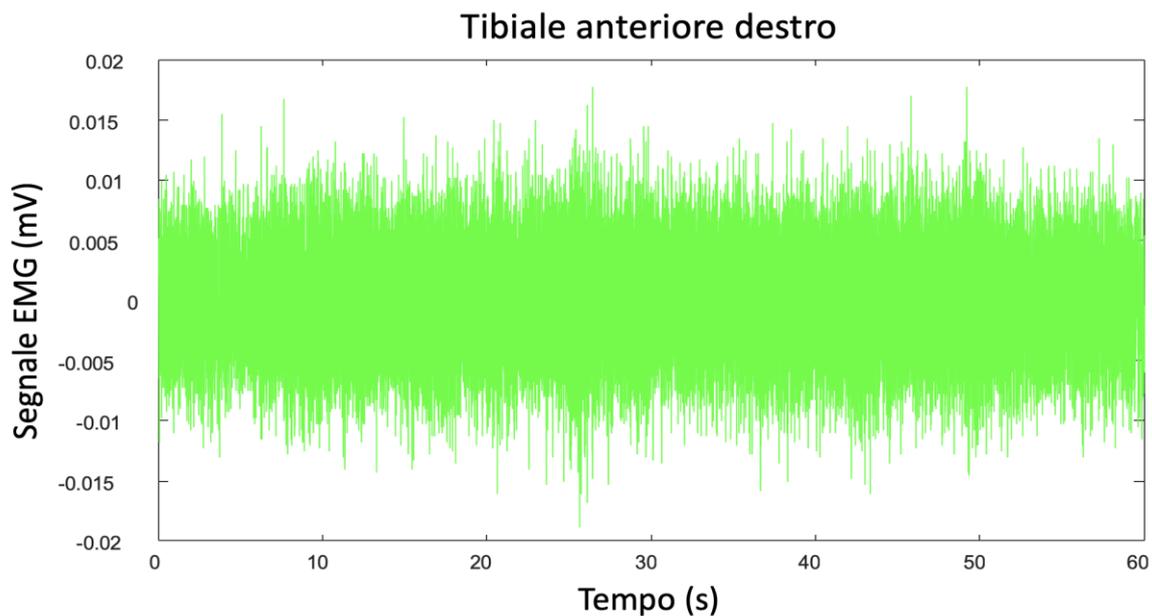


FIGURA 43 - SEGNALE EMG RELATIVO AL TIBIALE ANTERIORE DESTRO IN 'FREE STANDING'.

In modo del tutto atteso i segnali EMG relativi ai muscoli del tibiale anteriore appaiono molto bassi in ampiezza: il tracciato presenta un'ampiezza massima di circa $18\mu\text{V}$ in valore assoluto e l'attività muscolare risulta essere molto contenuta.

5.2 FASE IN REAL TIME

I segnali elettromiografici acquisiti durante le fasi in real time sono risultati all'ispezione visiva di buona qualità.

Le fasi in real – time sono state classificate in base ai valori di rigidità muscolare, K_1 e K_2 , per vari valori di sensibilità (ottenuta andando a variare il guadagno G), come presentato in tabella 4:

TABELLA 4 - ELENCO SENSIBILITÀ DEL SISTEMA TESTATO

	Sensibilità bassa (S1)	Sensibilità intermedia (S2)	Sensibilità alta (S3)
$K_1 = 0.91 \text{ m g}$ h	$G_1 = G_{\text{ottimizzazione}} + 200\text{Nm/mV}$	$G_2 = G_{\text{ottimizzazione}}$	$G_3 = G_{\text{ottimizzazione}} + 200\text{Nm/mV}$
$K_2 = 0.91 \text{ m g}$ h	$G_1 = G_{\text{ottimizzazione}} + 200\text{Nm/mV}$	$G_2 = G_{\text{ottimizzazione}}$	$G_3 = G_{\text{ottimizzazione}} + 200\text{Nm/mV}$

Si riporta nella sezione seguente un campione rappresentativo di segnali, appartenenti al soggetto 1, relativi ai muscoli osservati, nella fase in real – time, per la condizione di sensibilità intermedia S2, utilizzando la rigidità muscolare passiva K_1 ;

1. Gastrocnemio mediale destro:

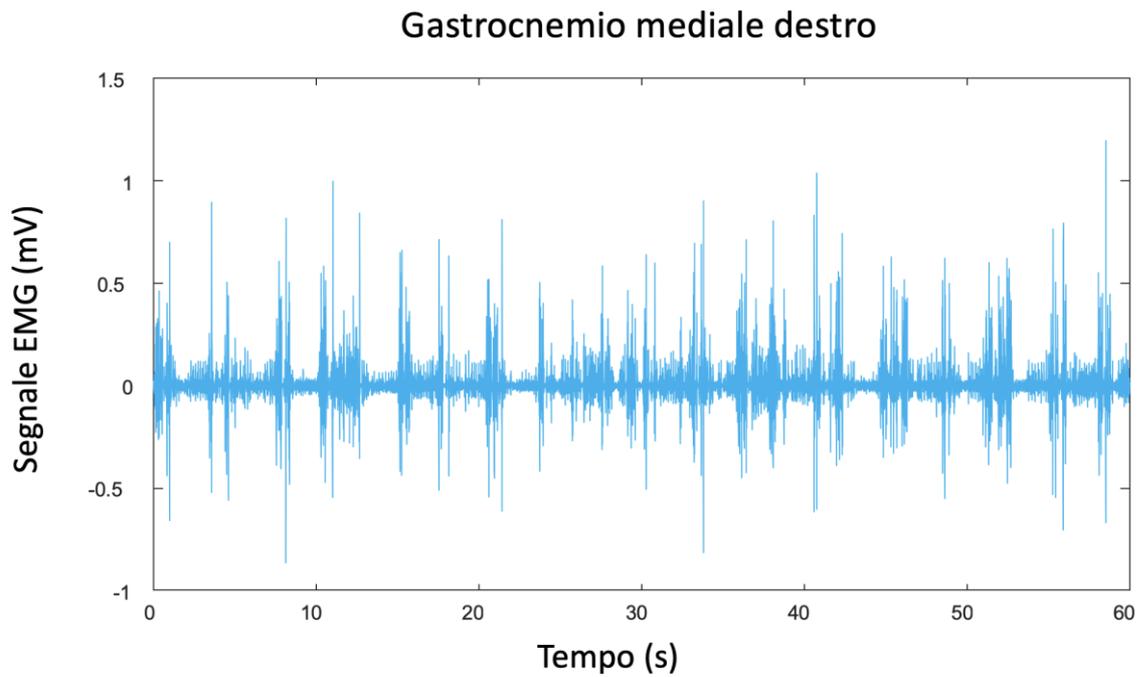


FIGURA 44 - SEGNALE EMG RELATIVO AL GASTROCNEMIO MEDIALE IN 'REAL-TIME'.

Come è possibile notare dalla figura 44, il gastrocnemio mediale nel corso del training in real time risulta attivarsi in modalità intermittente, in accordo con quanto osservato nella fase in 'Free standing'.

2. Soleo destro:

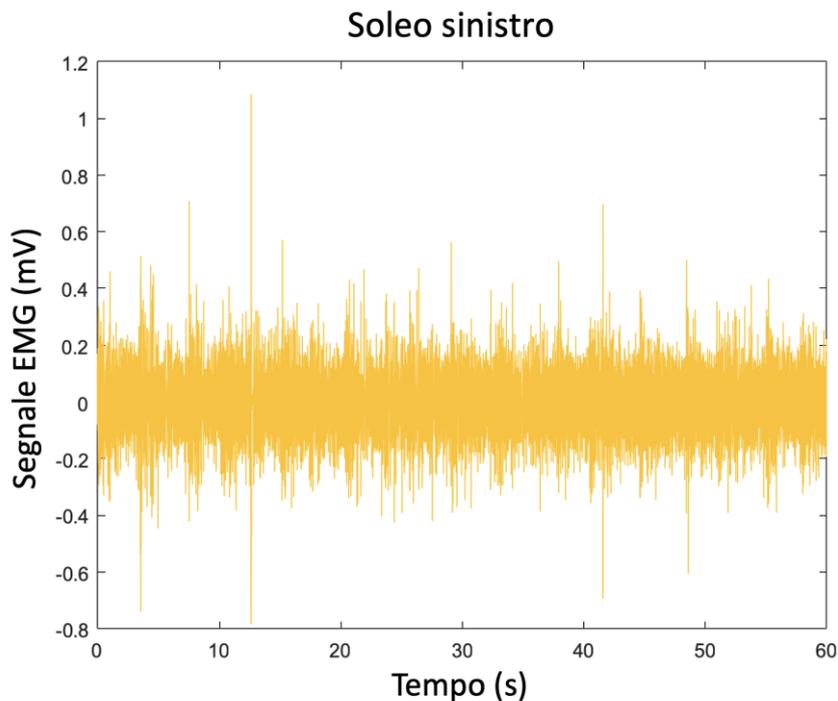


FIGURA 45 - SEGNALE EMG RELATIVO AL SOLEO SINISTRO IN 'REAL-TIME'.

Anche per quanto riguarda il muscolo soleo, dai tracciati elettromiografici nelle fasi di training risulta un pattern abbastanza simile a quello ottenuto in 'Free Standing'.

3. Tibiale anteriore

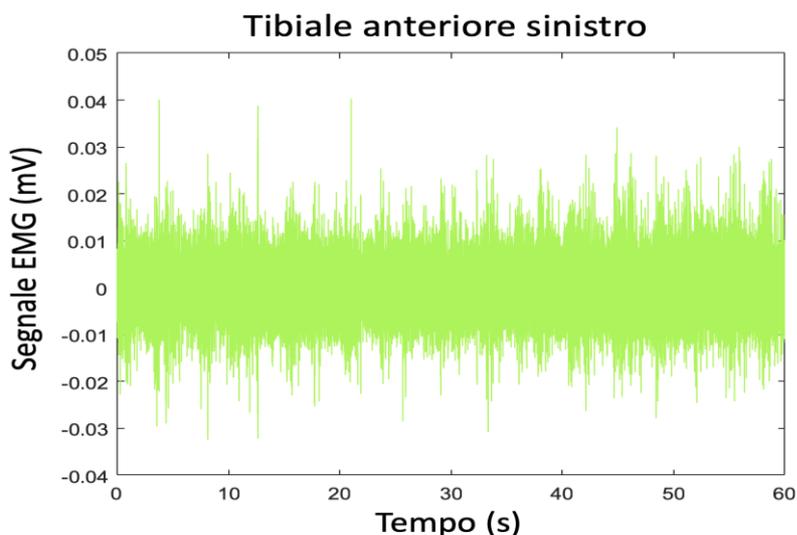


FIGURA 46 - SEGNALE EMG RELATIVO AL TIBIALE ANTERIORE SINISTRO IN 'REAL-TIME'.

Per quanto riguarda il tibiale anteriore si registra, invece, un aumento dell'attività muscolare: nelle successive considerazioni verrà approfondito anche questo aspetto.

Tutto sommato, come mostrato nelle figure sopra riportate, nella fase di training sono rispettati i pattern caratteristici per ciascuna tipologia di muscolo: il gastrocnemio mediale continua ad eseguire delle contrazioni in modalità intermittente, a differenza del soleo che rimane attivo in modo costante per la maggior parte del segnale acquisito, mentre l'attività del tibiale anteriore risulta leggermente aumentata.

5.3 ANALISI DEI PARAMETRI CALCOLATI - SOGGETTO 1

Il calcolo dei parametri volti a valutare le caratteristiche dei pattern d'attivazione ha prodotto i risultati mostrati di seguito: le figure seguenti, dalla 47 alla 55, riportano nella prima colonna i valori dei parametri, valutati per ciascun muscolo, relativi alla fase in 'Free Standing' per gamba sinistra e destra, e nelle colonne successive quelli relativi alle varie condizioni di training.

5.3.1 DURATA D'ATTIVAZIONE MUSCOLARE

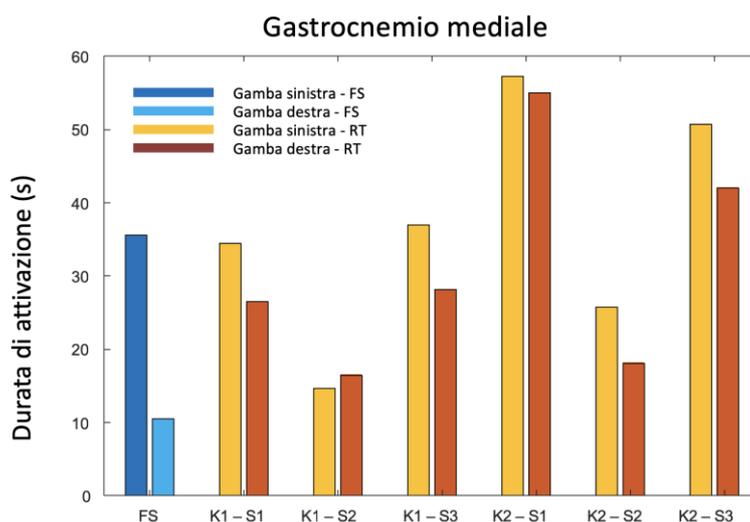


FIGURA 47 - DURATA DI ATTIVAZIONE DEI MUSCOLI DEL GASTROCNEMIO MEDIALE AL VARIARE DELLE CONDIZIONI.

Per ciò che concerne la durata di attivazione del gastrocnemio mediale sinistro, è possibile notare dalla figura 47 che le condizioni di training che più si avvicinano al comportamento del muscolo in 'Free Standing' sono quelle con sensibilità inferiore e superiore per la rigidità K_1 (K1-S1 e K1-S3) e quella con sensibilità intermedia per la rigidità K_2 (K2-S2). Mentre le condizioni che producono delle durate di attività del gastrocnemio mediale destro più vicine a quella della fase in 'Free Standing' sono le condizioni a sensibilità intermedia per entrambe le rigidità (K1-S2 e K2-S2). È da notare che nella fase in 'Free Standing' c'è una certa discordanza tra l'attività di gamba destra e sinistra, che si ripete, in modo molto meno accentuato, anche nelle fasi di training.

Inoltre, al variare delle condizioni di training si evidenzia una certa variabilità nella durata di attivazione per lo stesso muscolo gastrocnemio mediale; questo potrebbe essere dovuto al fatto che andare a variare la sensibilità del blocco neuromuscolare, equivale in un certo senso a variare anche la difficoltà di esecuzione del training stesso. Se da un lato sensibilità più basse richiedono un'attivazione più intensa, dall'altro, una sensibilità più alta richiede maggiore attenzione e precisione nel controllo delle oscillazioni: tutto questo si traduce in un aumento della durata di attivazione del gastrocnemio mediale, il quale risulta essere più attivo nelle condizioni di sensibilità estreme, mentre sembra attivarsi meno nelle due condizioni intermedie.

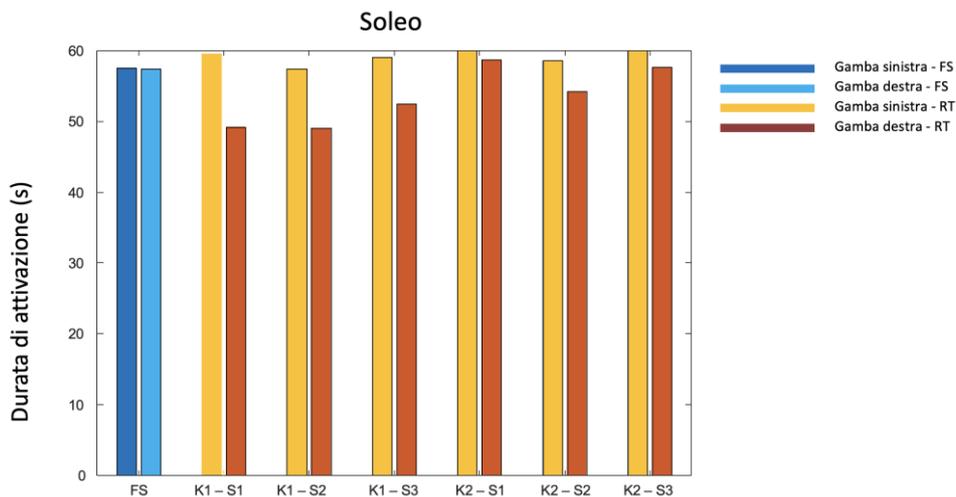


FIGURA 48 - DURATA DI ATTIVAZIONE DEI MUSCOLI DEL SOLEO AL VARIARE DELLE CONDIZIONI.

La durata d'attivazione del soleo destro e sinistro in 'Free Standing' sono praticamente identiche, mentre risultano lievemente differenti nelle fasi di training, dove le relative condizioni producono degli effetti molto simili tra loro: non si evidenzia nessuna condizione rispetto alle altre che si discosti eccessivamente dai dati di riferimento.

Nel caso del soleo, non si nota eccessiva variabilità tra una condizione di training e l'altra: questo potrebbe essere dovuto al fatto che il soleo, come già detto, tende ad attivarsi in modo continuo, e questo fa in modo che già nel mantenimento della normale stazione eretta presenti una durata massima d'attivazione di circa 58 secondi sui 60 totali. Nei dati relativi alle prove di training in 'real - time', sembra evidenziarsi piuttosto una lieve differenza al variare della rigidità muscolare: passare dalla rigidità K_1 alla K_2 equivale ad aumentare la velocità di oscillazione del centro di massa mostrato come feedback visivo; potrebbe essere questo il motivo per cui il soleo tende ad attivarsi per più tempo nelle condizioni a rigidità K_2 .

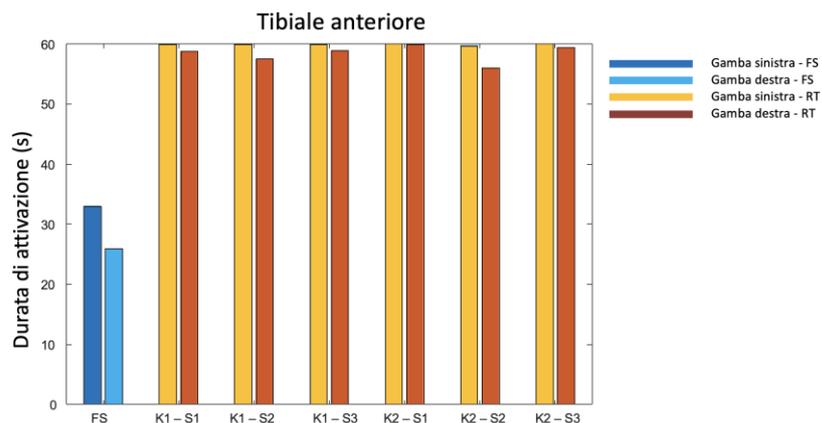


FIGURA 49 - DURATA DI ATTIVAZIONE DEI MUSCOLI DEL TIBIALE ANTERIORE AL VARIARE DELLE CONDIZIONI.

Per quanto riguarda, invece, il tibiale anteriore le durate d'attivazione risultano decisamente maggiori rispetto a quelle ottenute in 'Free Standing': questo potrebbe essere dovuto semplicemente al fatto che effettuando delle contrazioni volontarie al fine di controllare il modello biomeccanico, il tibiale

viene erroneamente attivato; è da tenere in considerazione tuttavia che, come verrà discusso di seguito, il livello di attivazione del tibiale ottenuto durante le fasi di training resta comunque limitato.

5.3.2 NUMERO DI ONSET

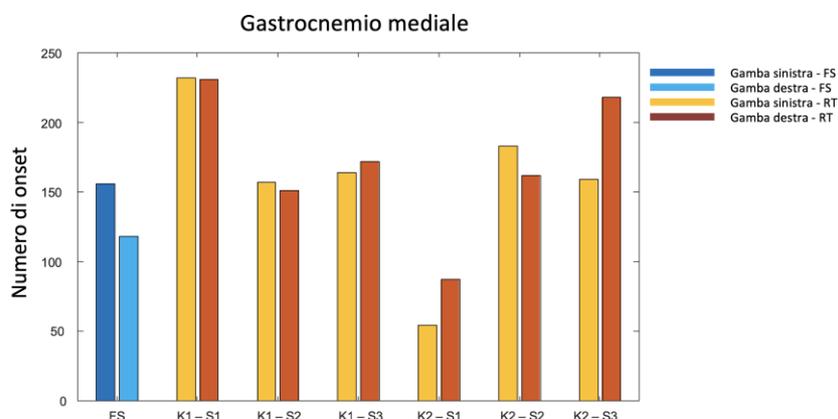


FIGURA 50 - NUMERO DI ONSET DEI MUSCOLI DEL GASTROCNEMIO MEDIALE AL VARIARE DELLE CONDIZIONI.

Per il gastrocnemio mediale, le condizioni di training che forniscono un numero di onset simile a quello di riferimento risultano essere, per la gamba sinistra, le due a sensibilità maggiore per entrambe le rigidzze, tuttavia il numero di onset calcolato per la gamba destra nelle varie prove di training si discosta dalla condizione di riferimento, soprattutto per K1-S1, K1-S3 e K2-S3.

Gli elevati numeri di onset registrati vanno ad avvalorare il fatto che il gastrocnemio mediale, anche nelle fasi di training in ‘real – time’ va a modulare la sua attività in modo intermittente.

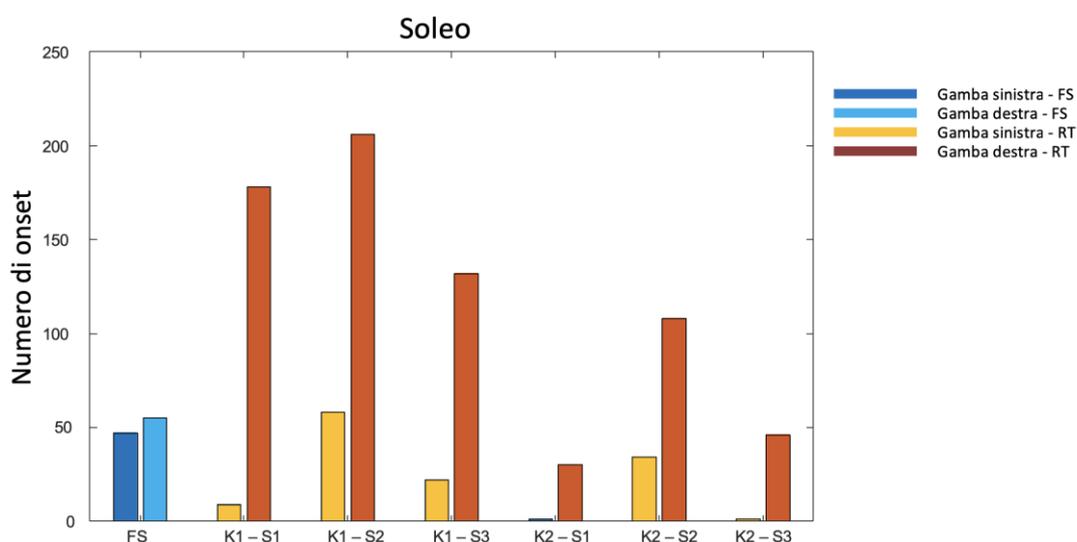


FIGURA 51 - NUMERO DI ONSET DEI MUSCOLI DEL SOLEO AL VARIARE DELLE CONDIZIONI.

Il numero di onset calcolato per il soleo al variare delle condizioni si discosta parecchio dai valori di riferimento, e le uniche condizioni che si avvicinano a quella in ‘Free Standing’ sono la K1-S2 per il soleo sinistro e la K2-S3 per il destro.

Analogamente a quanto affermato pocanzi per il gastrocnemio mediale, nel caso del soleo, la sua caratteristica principale è quella che tende a non modulare l'attività muscolare, contraendosi in modo continuo: questo si riflette in un basso numero di onset, che viene rispettato più o meno in tutte le condizioni per la gamba sinistra; tuttavia, è da notarsi che la gamba destra presenta dei livelli di onset molto elevati, segno che, soprattutto per le condizioni a rigidezza K1, il soggetto potrebbe aver modulato l'attività del soleo destro.

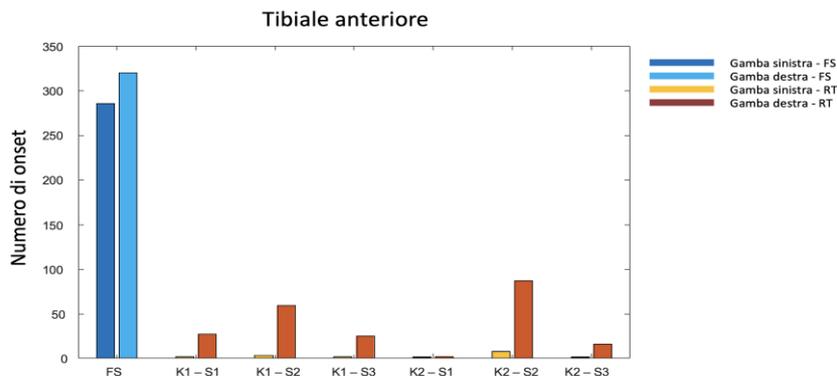


FIGURA 52 - NUMERO DI ONSET DEI MUSCOLI DEL TIBIALE ANTERIORE AL VARIARE DELLE CONDIZIONI.

Infine, il numero di onset dei tibiali anteriori calcolato nella fase in 'Free Standing' sembra essere completamente differente da quello ottenuto nelle varie prove in 'Real-Time'. Questo risulta in linea con quanto osservato ed affermato per la relativa durata di attivazione: risultando il segnale RMS dei tibiali maggiore rispetto alla soglia di attivazione (e dunque attivo) per la maggior parte della prova, ne consegue un abbattimento del numero di onset rispetto alla condizione di riferimento.

5.3.3 VALOR MEDIO

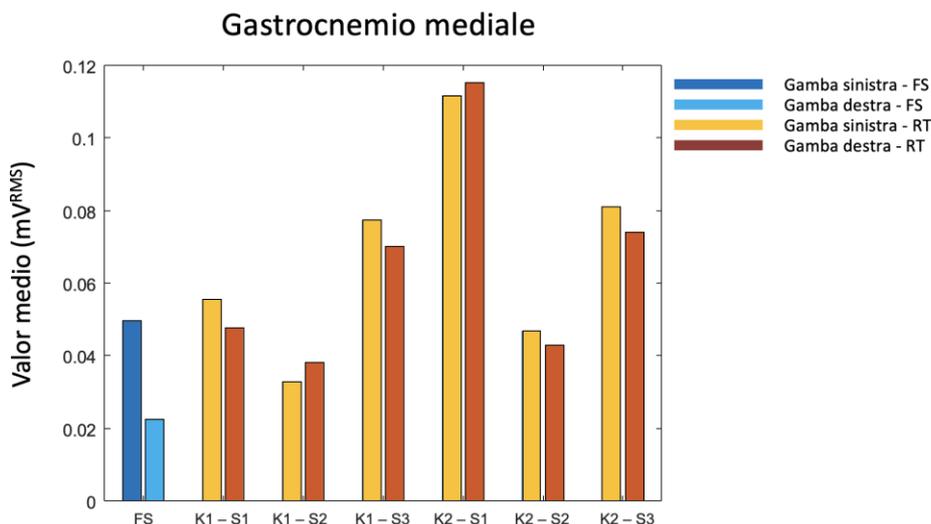


FIGURA 53 - VALOR MEDIO DI ATTIVAZIONE DEI MUSCOLI DEL GASTROCNEMIO MEDIALE AL VARIARE DELLE CONDIZIONI.

Dal grafico sopra riportato è possibile osservare come, per il gastrocnemio mediale le condizioni di training che producono dei livelli d'attivazione simili a quelli di riferimento sono la K1-S1, la K1-S2 e la K2-S2. Infatti, come già accennato in precedenza, si nota chiaramente un aumento dell'intensità

delle contrazioni muscolari al passare dalla rigidità K_1 alla K_2 ; inoltre, per quanto riguarda le sensibilità, si nota che, come precedentemente accennato, per quelle intermedie si ha un'intensità di attivazione minore rispetto a quelle estreme.

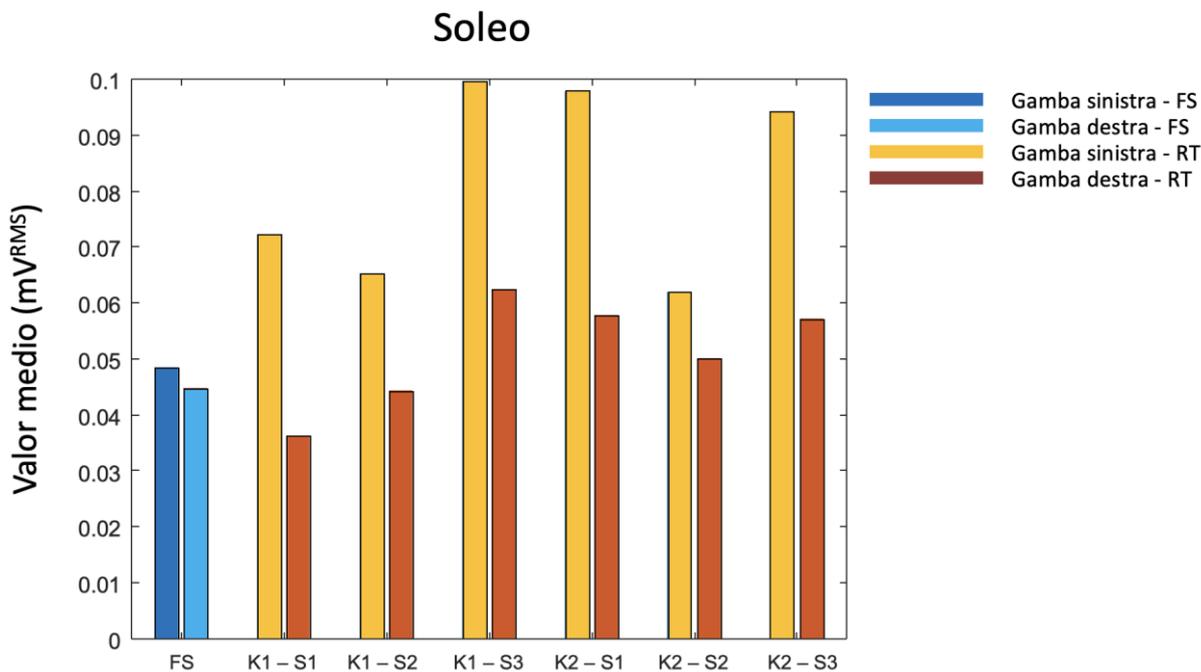


FIGURA 54 - VALOR MEDIO DI ATTIVAZIONE DEI MUSCOLI DEL SOLEO AL VARIARE DELLE CONDIZIONI.

Per quanto riguarda invece il soleo si hanno dei pattern d'attivazione di ampiezza media leggermente maggiore per la gamba sinistra, mentre si ottengono dei risultati molto simili per la gamba destra nelle condizioni K1-S1 e K1-S2.

Il soleo sembra aver aumentato in intensità l'attivazione muscolare: questo è particolarmente evidente nelle due condizioni di sensibilità maggiore (K1-S3 e K2-S3), e inoltre, anche nella condizione K2-S1: questo potrebbe essere spiegato dal fatto che passando dalle condizioni di rigidità K_1 alla prima con rigidità K_2 , il soggetto si ritrova ad eseguire un task che a primo impatto sembra essere drasticamente più difficile rispetto ai precedenti, sebbene, una volta presa confidenza, riesce ad adattarsi.

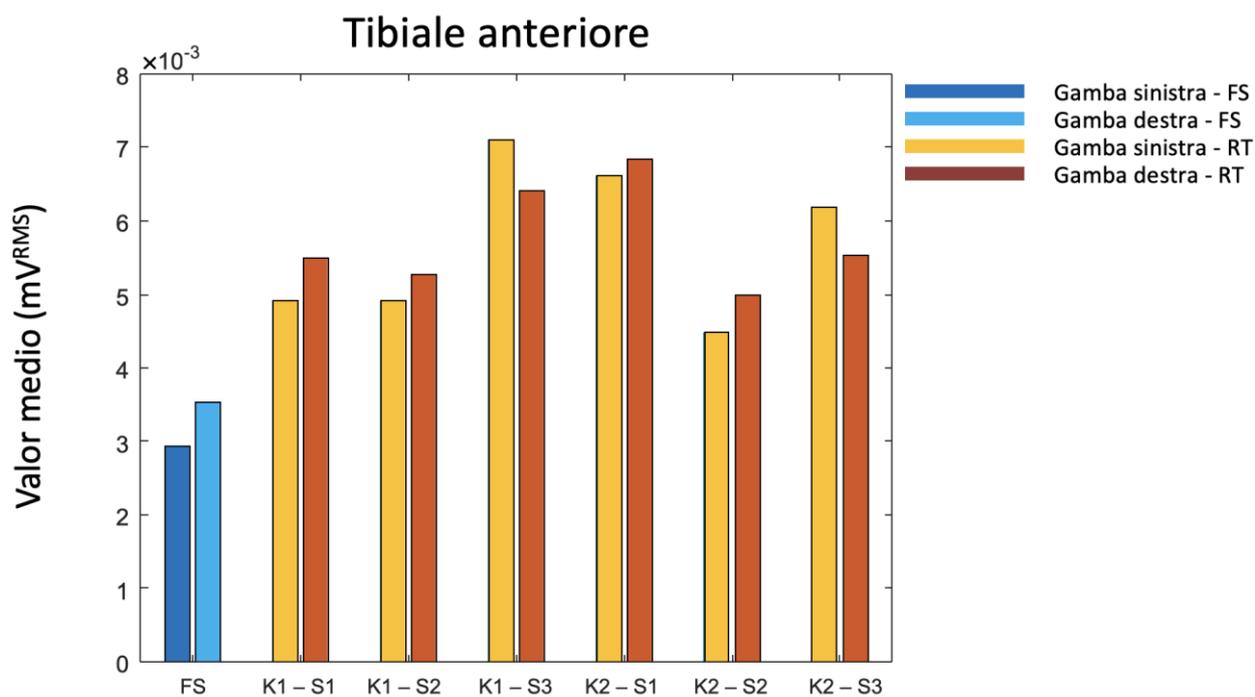


FIGURA 55 - VALOR MEDIO DI ATTIVAZIONE DEI MUSCOLI DEL TIBIALE ANTERIORE AL VARIARE DELLE CONDIZIONI.

Per concludere, a fronte di quanto visto fin qui, il tibiale anteriore sembra chiaramente aver aumentato i livelli di attivazione muscolare, e anche l'ampiezza dei relativi segnali elettromiografici risulta essere leggermente aumentata nella fase di esecuzione dei protocolli di training rispetto a quella registrata nella condizione in 'Free Standing'.

5.3.4 DEVIAZIONE STANDARD

Nell'introdurre i dati relativi alla deviazione standard calcolata per i vari segnali RMS, è da notare il fatto che non vi sono eccessive differenze tra i risultati di gamba destra e sinistra per ciascun muscolo osservato; le deviazioni standard di entrambe le gambe sembrano seguire la stessa tendenza ad aumentare per la condizione di training K1-S3.

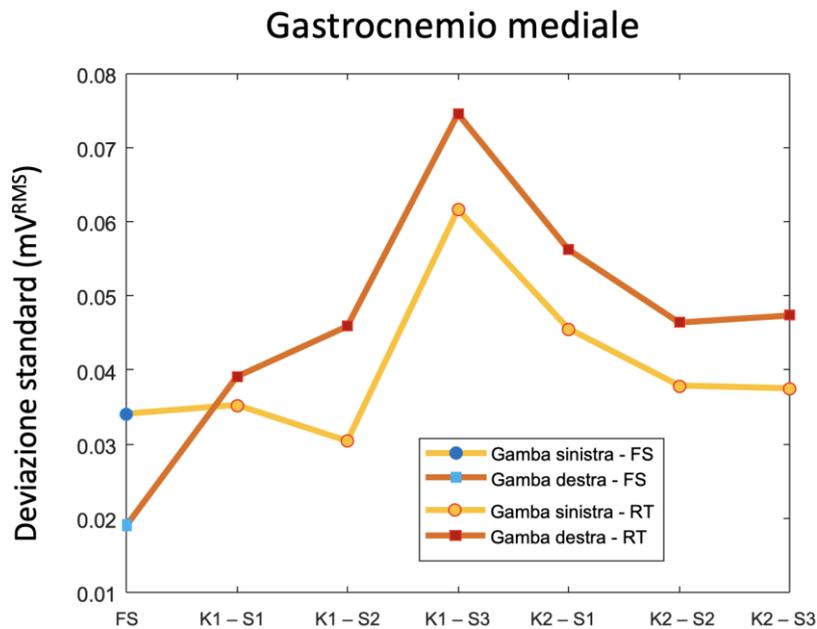


FIGURA 56 – DEVIATIONE STANDANR RELATIVA AI MUSCOLI DEL GASTROCNEMIO MEDIALE AL VARIARE DELLE CONDIZIONI

Per ciò che riguarda il gastrocnemio mediale sinistro, in particolare, le condizioni che più si avvicinano a quella di riferimento risultano essere le K1-S1, K1-S2, K2-S2 e K2-S3. Per quanto riguarda il gastrocnemio mediale destro, invece le condizioni di training producono una variabilità discretamente maggiore rispetto alla condizione di riferimento.

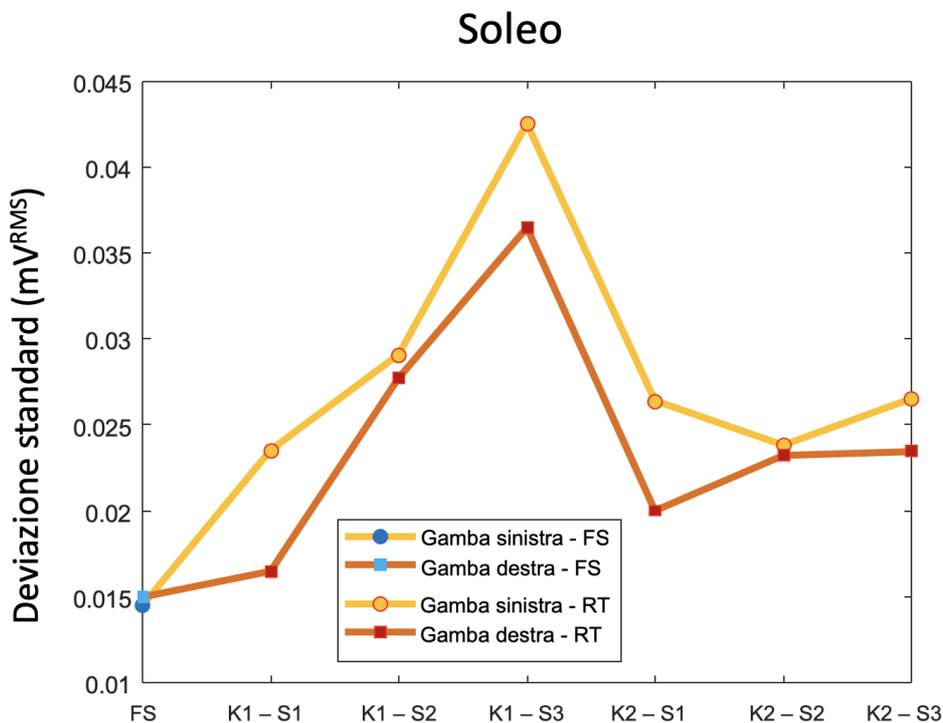


FIGURA 57 - DEVIATIONE STANDANR RELATIVA AI MUSCOLI DEL SOLEO AL VARIARE DELLE CONDIZIONI

Dall'osservazione delle deviazioni standard relative ai muscoli del soleo, si nota come la variabilità dei relativi segnali RMS risulta avvicinarsi a quella registrata nella condizione in 'Free Standing' più per le condizioni K1-S1, K2-S2, e K2-S3.

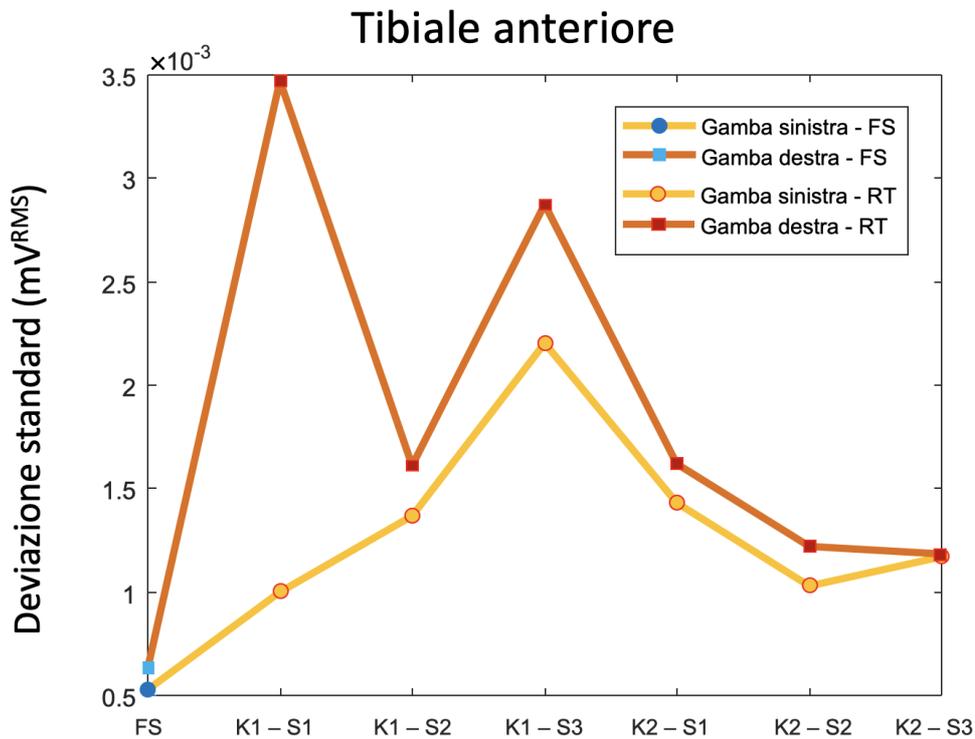


FIGURA 58 - DEVIAZIONE STANDANR RELATIVA AI MUSCOLI DEL TIBIALE ANTERIORE AL VARIARE DELLE CONDIZIONI

Per finire il tibiale anteriore: è da notare che per questi muscoli la condizione di training K1-S1 ha determinato delle deviazioni standard discordanti tra le due gambe.

5.4 ANALISI DEI PARAMETRI CALCOLATI - SOGGETTO 2

Si riportano di seguito i parametri calcolati per il soggetto 2: anche in questo caso le figure dalla 59 alla 67 riportano nella prima colonna i valori dei parametri, valutati per ciascun muscolo, relativi alla fase in 'Free Standing' per gamba sinistra e destra, e nelle colonne successive quelli relativi alle varie condizioni di training.

5.4.1 DURATA D'ATTIVAZIONE MUSCOLARE

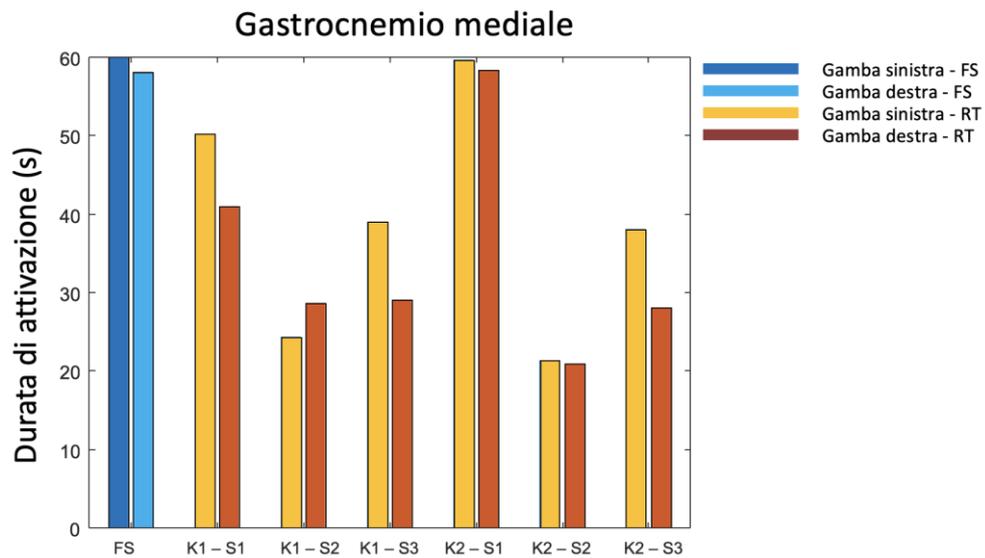


FIGURA 59 - DURATA DI ATTIVAZIONE DEI MUSCOLI DEL GASTROCNEMIO MEDIALE AL VARIARE DELLE CONDIZIONI.

Per gastrocnemio mediale, il soggetto 2 esegue un'attivazione muscolare molto simile in durata a quella in 'Free Standing' maggiormente nella condizione di training K2-S1, per entrambe le gambe. La variabilità della durata di attivazione al variare delle condizioni di training segue piuttosto similmente l'andamento riscontrato nel caso del soggetto 1, anche se in questa circostanza la durata di attivazione in 'Free Standing' risulta essere maggiore rispetto a quasi tutte le altre condizioni.

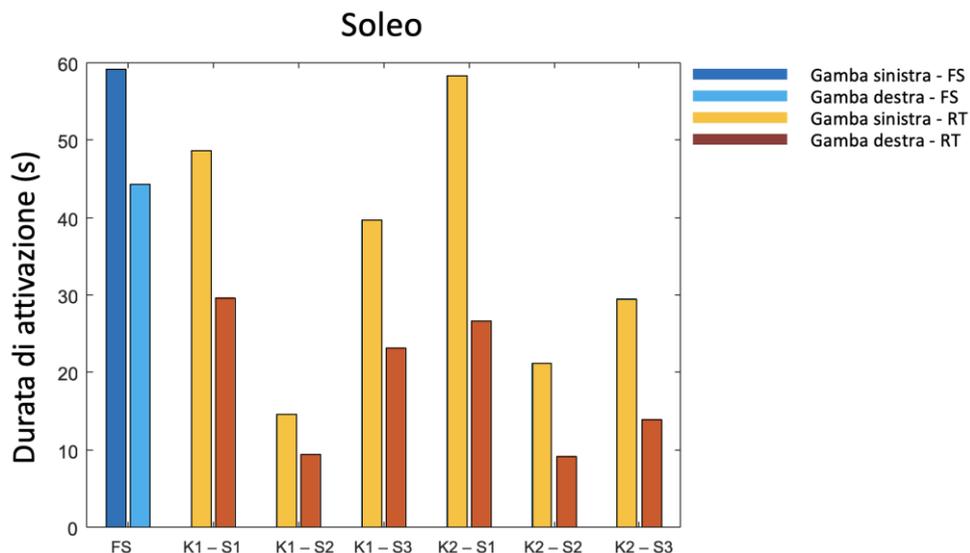


FIGURA 60 - DURATA DI ATTIVAZIONE DEI MUSCOLI DEL SOLEO AL VARIARE DELLE CONDIZIONI.

Per quanto riguarda il soleo, le condizioni di training sembrano fornire risultati differenti, soprattutto per la gamba destra, tuttavia si evidenzia la condizione K2-S1, che per la gamba sinistra produce una durata d'attivazione muscolare del tutto paragonabile a quella in 'Free Standing'.

In generale anche in questo caso la durata di attivazione delle condizioni in 'Real-time' sembra essere minore rispetto a quella di riferimento, cosa che invece non è emersa nel caso precedente: queste

differenze tra i due soggetti potrebbero essere dovute al fatto che nel caso 1 il soggetto, pur essendo fissato al supporto, sostava all'impiedi, e questo potrebbe aver contribuito a mantenere delle attività muscolari del soleo alte, rispetto invece al caso 2 in cui il soggetto sostava seduto con le gambe distese e i piedi bloccati al supporto.

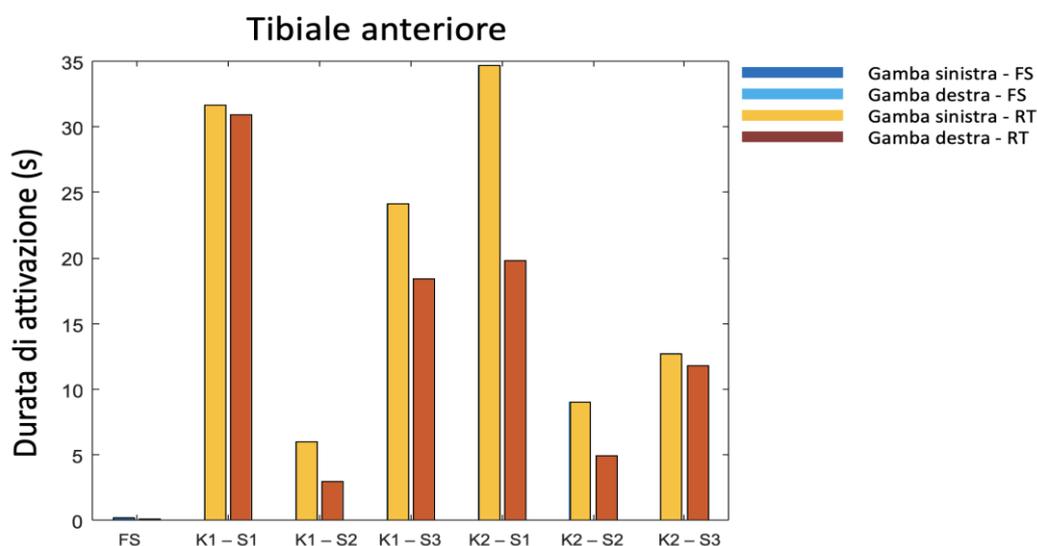


FIGURA 61 - DURATA DI ATTIVAZIONE DEI MUSCOLI DEL TIBIALE ANTERIORE AL VARIARE DELLE CONDIZIONI.

Mentre, la durata d'attivazione del tibiale anteriore relativo alle fasi di training risulta essere leggermente diversa rispetto alla fase in 'Free Standing', fatta eccezione per le due condizioni di sensibilità intermedia K1-S2 e K2-S2 che più delle altre si avvicinano ai valori di riferimento.

In questo caso si registra una certa variabilità dei risultati rispetto alle condizioni di training in 'Real-time', variabilità che non era presente nelle durate d'attivazione dei tibiali relativi al soggetto 1: sebbene in modo limitato, il soggetto 2 ha aumentato l'attività muscolare dei muscoli tibiali.

5.4.2 NUMERO DI ONSET

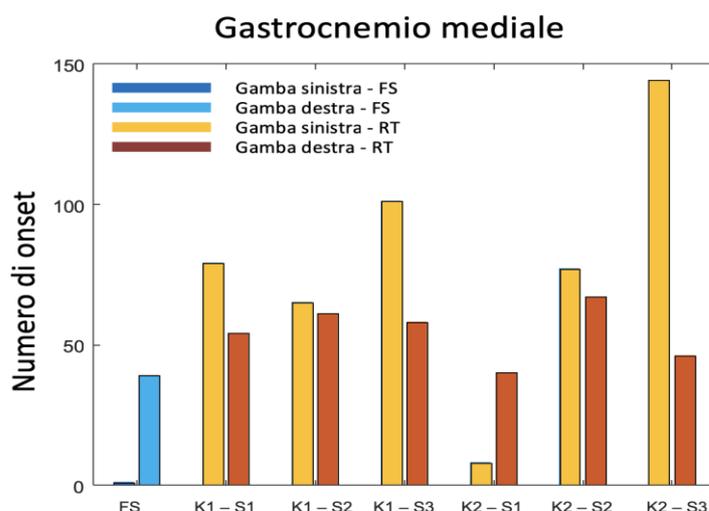


FIGURA 62 - NUMERO DI ONSET DEI MUSCOLI DEL GASTROCNEMIO MEDIALE AL VARIARE DELLE CONDIZIONI.

Per quanto riguarda il numero di onset emerge chiaramente come il pattern d'attivazione del gastrocnemio mediale del soggetto 2 in condizione K2-S1 sia abbastanza simile a quello registrato nella condizione di riferimento. Anche in questo caso, l'aumentato numero di onset nelle condizioni di training risulta essere in linea con il fatto che il gastrocnemio mediale è stato attivato in modo intermittente.

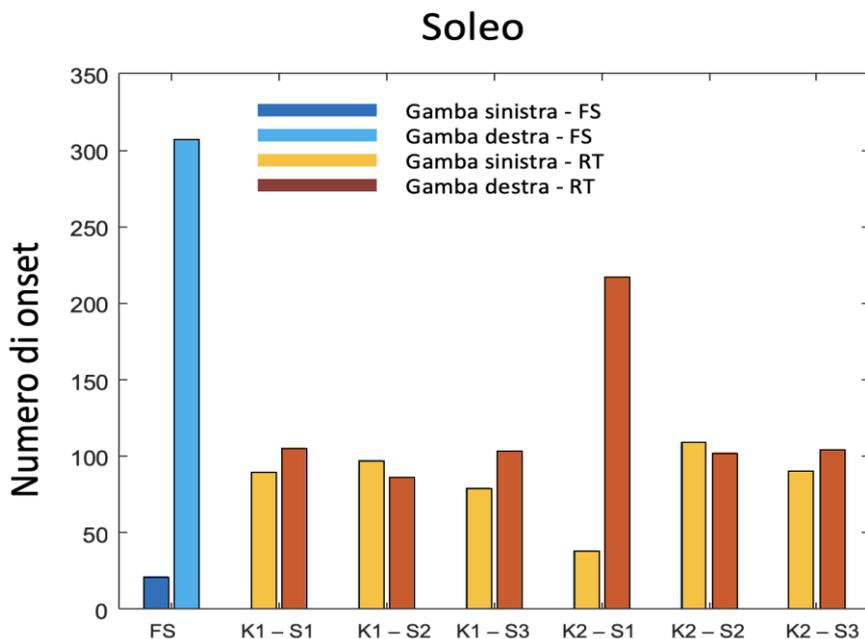


FIGURA 63 - NUMERO DI ONSET DEI MUSCOLI DEL SOLEO AL VARIARE DELLE CONDIZIONI.

È da notare che, per il soleo del soggetto 2, si registra una netta discordanza nel numero di onset tra gamba destra e gamba sinistra; discordanza che risulta molto attenuata nelle fasi di training. La condizione di training che più si avvicina a quella di riferimento risulta essere la K2-S1.

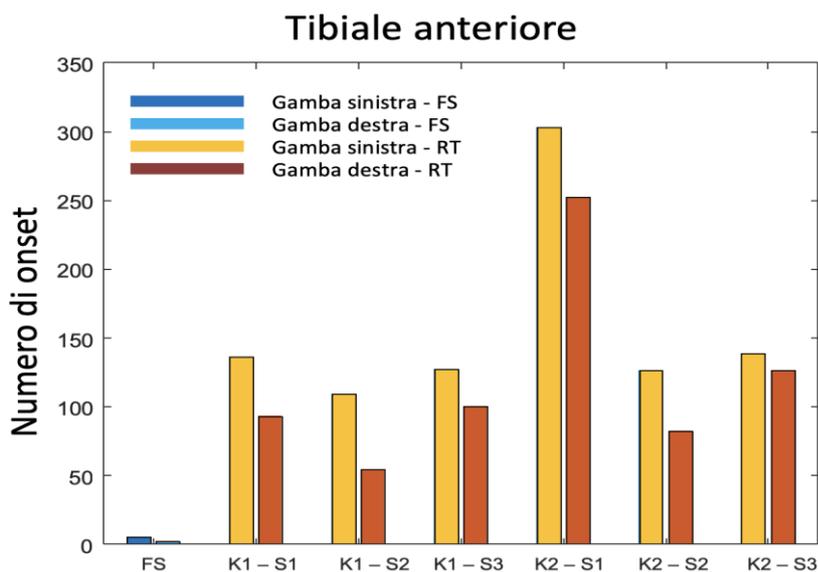


FIGURA 64 - NUMERO DI ONSET DEI MUSCOLI DEL TIBIALE ANTERIORE AL VARIARE DELLE CONDIZIONI.

Per il soggetto 2, risultano dei valori di onset molto più grandi nel caso del training rispetto a quelli ottenuti in 'Free Standing': tale risultato potrebbe significare che il soggetto nelle strategie di controllo del modello biomeccanico abbia effettuato delle modulazioni anche nell'attività dei tibiali.

5.4.3 VALOR MEDIO

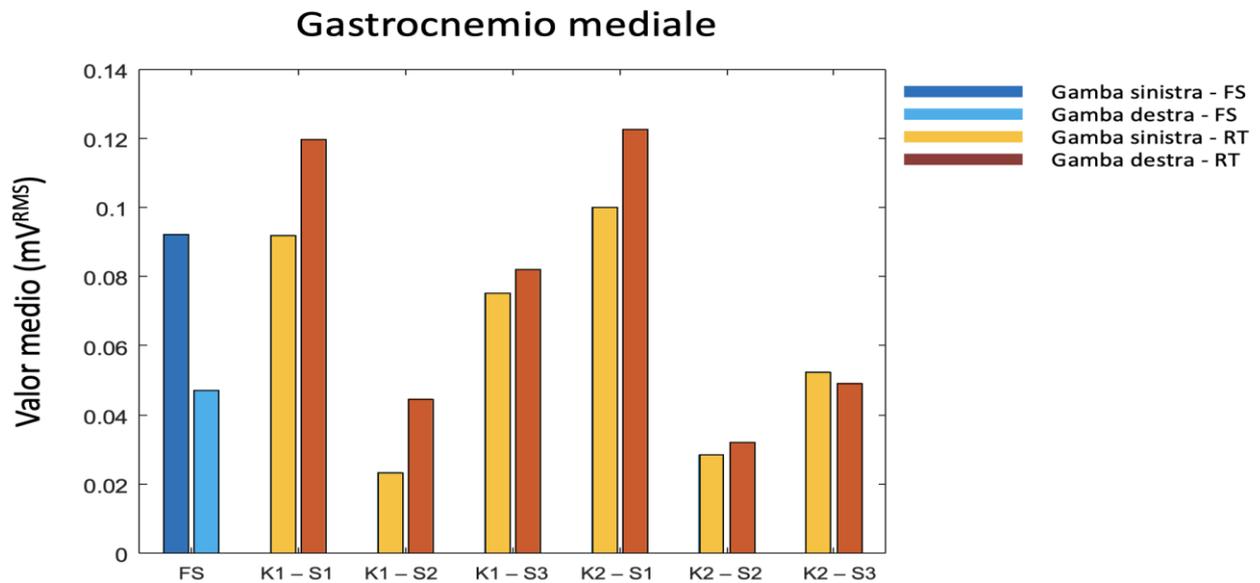


FIGURA 65 - VALOR MEDIO DI ATTIVAZIONE DEI MUSCOLI DEL GASTROCNEMIO MEDIALE AL VARIARE DELLE CONDIZIONI.

Per ciò che concerne l'intensità d'attivazione del gastrocnemio mediale sinistro, il soggetto 2 mostra dei valori d'ampiezza media simili ai dati di riferimento nelle condizioni di training K1-S1, K1-S2, K1-S3 e K2-S1. Mentre il gastrocnemio mediale destro presenta delle ampiezze simili a quelle in 'Free Standing' nelle condizioni K1-S2, K2-S2 e K2-S3. I valori medi variano al variare dei parametri utilizzati per il training, e anche in questo caso valgono le ipotesi fatte per il soggetto 1.

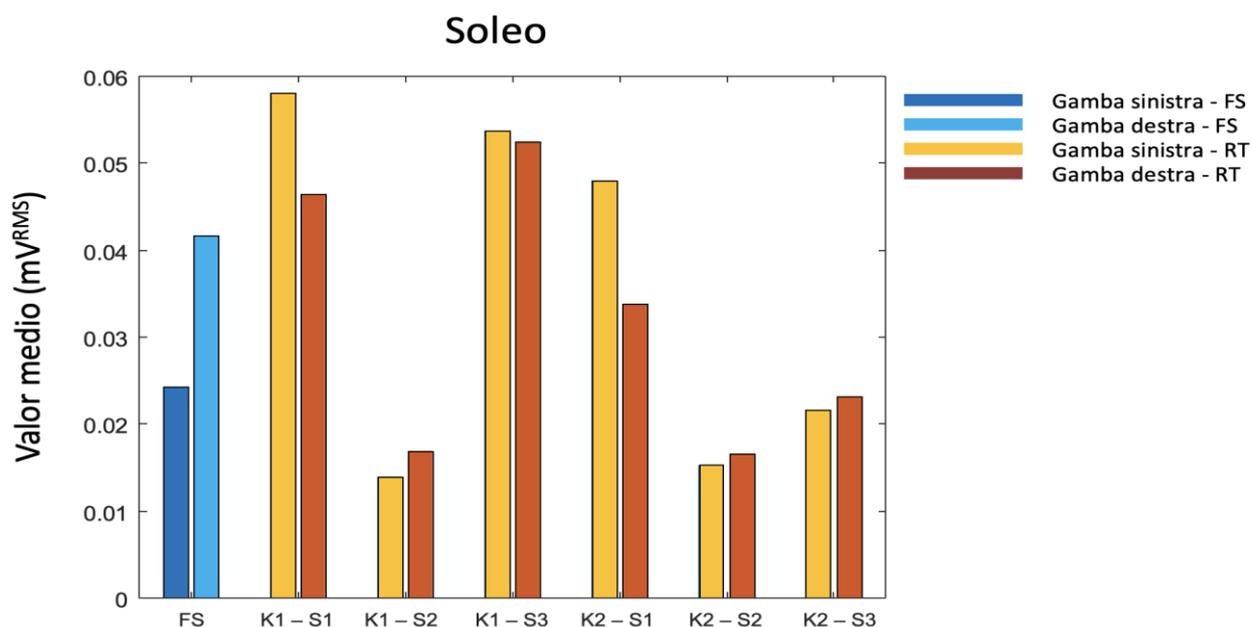


FIGURA 66 - VALOR MEDIO DI ATTIVAZIONE DEI MUSCOLI DEL SOLEO AL VARIARE DELLE CONDIZIONI.

Per quanto riguarda l'ampiezza media dei segnali RMS relativi al soleo le condizioni di training che più si avvicinano ai valori di riferimento risultano essere la K1-S2 e la K2-S3. Anche per il soggetto 2 sembra esserci un aumento dell'intensità d'attivazione del soleo, sebbene si evidenziano delle condizioni in cui i livelli sono inferiori alle condizioni di riferimento: tale variabilità riscontrata per le varie condizioni, anche in questo caso potrebbe essere dovuta al fatto che variare le condizioni di training equivale modificare la difficoltà di mantenimento del controllo del pendolo inverso virtuale.

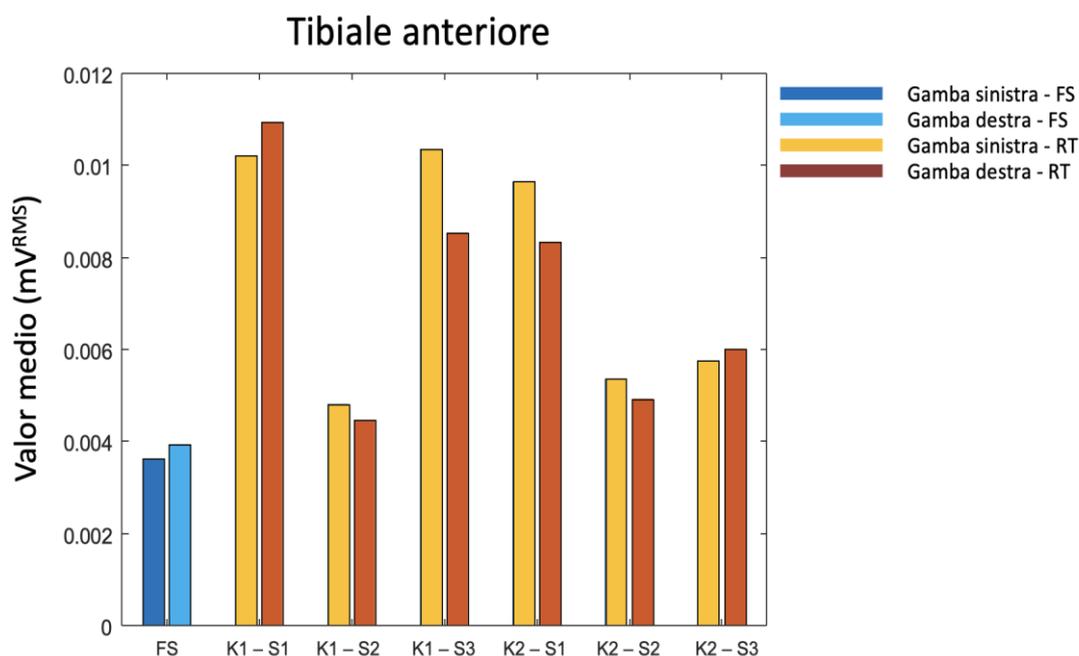


FIGURA 67 - VALOR MEDIO DI ATTIVAZIONE DEI MUSCOLI DEL TIBIALE ANTERIORE AL VARIARE DELLE CONDIZIONI.

Per concludere, il soggetto 2 non mostra intensità di attivazione eccessivamente differenti per ciò che riguarda il tibiale anteriore, sebbene sussistono nelle lievi differenze al variare delle prove di training. Le condizioni che più si avvicinano a quella in 'Free Standing' sono quelle a sensibilità intermedia K1-S2 e K2-S2.

5.3.4 DEVIAZIONE STANDARD

Anche nel caso del soggetto 2 i dati relativi alla deviazione standard calcolata per i vari segnali RMS, non presentano importanti differenze tra i risultati di gamba destra e sinistra per ciascun muscolo osservato e, come per il soggetto 1, le deviazioni standard di entrambe le gambe sembrano seguire lo stesso andamento al variare delle condizioni di training: in particolare si registrano due picchi per le condizioni K1-S1 e K1-S3.

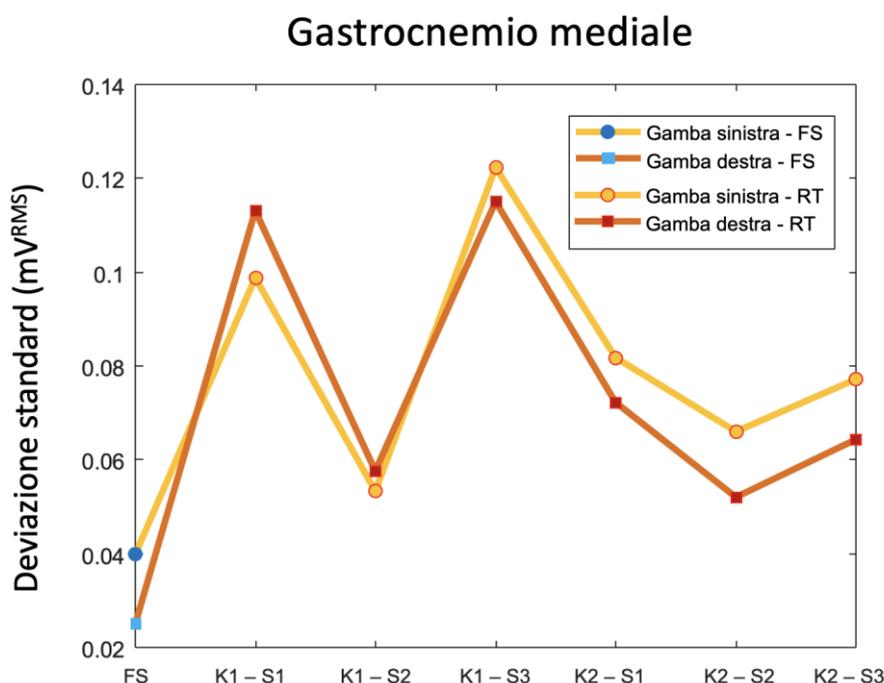


FIGURA 68 - DEVIAZIONE STANDANR RELATIVA AI MUSCOLI DEL GASTROCNEMIO MEDIALE AL VARIARE DELLE CONDIZIONI

Per quanto riguarda i muscoli del gastrocnemio mediale, la variabilità dei relativi segnali RMS rispetto ai valori medi risulta leggermente aumentata nelle condizioni di training rispetto alla condizione di riferimento, e le condizioni che più si avvicinano a quella in 'Free Standing' risultano essere quelle a sensibilità intermedia.

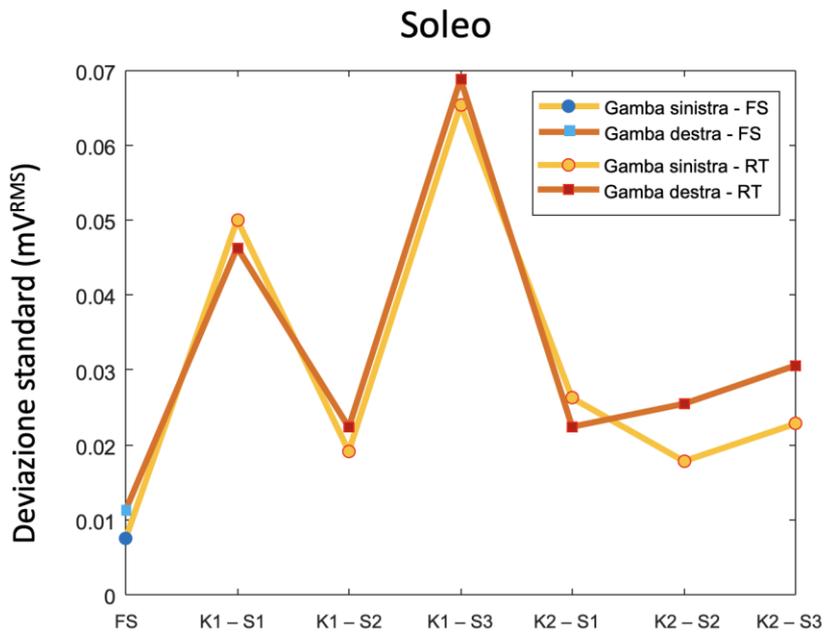


FIGURA 69 - DEVIAZIONE STANDANR RELATIVA AI MUSCOLI DEL SOLEO AL VARIARE DELLE CONDIZIONI

Lo stesso vale per il soleo, per il quale tuttavia, escluse le condizioni k1-S1 e K1-S3, la deviazione standard nelle condizioni di training risulta essere molto meno aumentata rispetto a quella del gastrocnemio mediale.

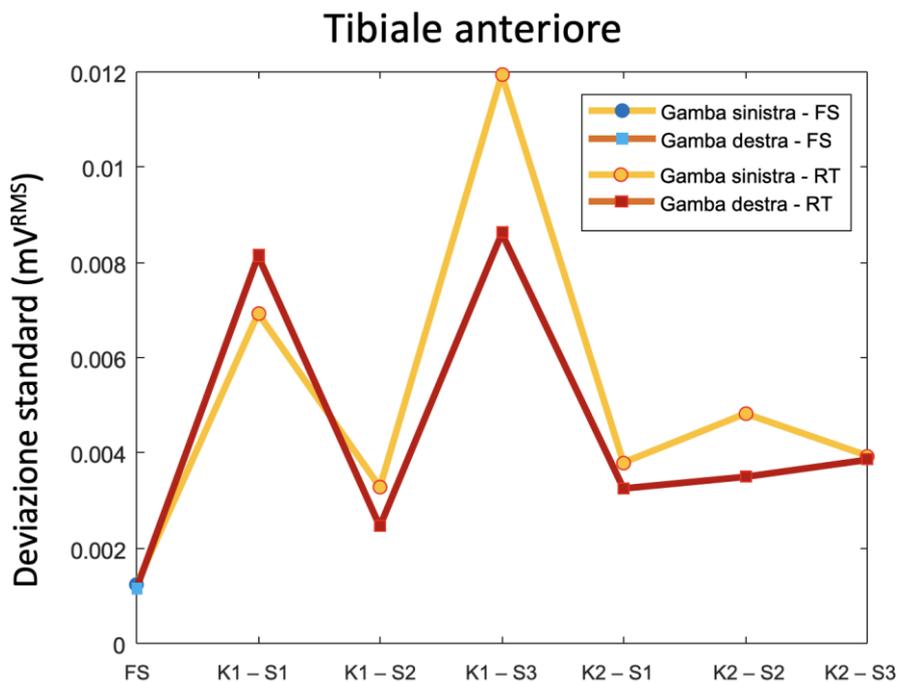


FIGURA 70 - DEVIAZIONE STANDANR RELATIVA AI MUSCOLI DEL TIBIALE ANTERIORE AL VARIARE DELLE CONDIZIONI

Per concludere, nei dati relativi ai tibiali anteriori, escluse le due condizioni K1-S1 e K1-S3, la deviazione standard risulta variare in modo molto limitato.

5.5 DISCUSSIONE

Dallo studio di due soggetti non è chiaramente possibile stabilire la validità del protocollo di training in modo assoluto, tuttavia dai risultati non emerge alcuna smentita sulle aspettative iniziali, e anzi, è stato possibile notare come al variare delle modalità di esecuzione del protocollo, all'impiedi o da seduti, si siano evidenziate le condizioni di training più performanti.

In particolare, si è notato come nel caso 1, che prevedeva l'esecuzione delle prove all'impiedi con il soggetto fissato al supporto, le condizioni per le quali si ottengono dei pattern d'attivazione simili a quelli della condizione in 'Free Standing' sono risultati essere quelli con:

- rigidità muscolare pari a $K=0.91\%mgh$ e sensibilità del blocco neuromuscolare intermedia: per questi valori si sono ottenuti durate d'attivazione del gastrocnemio mediale destro e del soleo sinistro e destro, numero di onset del gastrocnemio mediale e del soleo sinistro e valor medio del soleo destro, paragonabili ai dati della condizione di riferimento. Anche per quanto riguarda i valori di deviazione standard, tale condizione risulta essere una delle due che si avvicinano maggiormente alla condizione di riferimento;
- rigidità muscolare pari a $K=0.65\%mgh$ e sensibilità del blocco neuromuscolare intermedia: in questa condizione sono stati ottenuti durata d'attivazione del gastrocnemio mediale e del soleo sinistro e destro, numero di onset del gastrocnemio mediale sinistro e del soleo destro, e valor medio del gastrocnemio mediale sinistro e destro, paragonabili ai dati della condizione di riferimento. Anche in questo caso la deviazione standard ottenuta per i vari muscoli risulta essere vicina a quella osservata in 'Free Standing'.

Rimane da segnalare il fatto che al variare delle prove eseguite è emerso un aumento della durata d'attivazione del tibiale anteriore di circa il 43%: tuttavia tale attivazione, rimane comunque marginale, poiché esaminando la questione in termini di ampiezza media RMS è possibile notare come si passi da $3.5 \mu V$, rilevati nella fase in 'Free Standing' a $5.3 \mu V$ e $4.9 \mu V$, rispettivamente per le due condizioni K1-S2 e K2-S2, per quanto riguarda la gamba destra e da $2.9 \mu V$ a $4.9 \mu V$ e $4.5 \mu V$, rispettivamente per le due condizioni K1-S2 e K2-S2, per la gamba sinistra.

Per quanto riguarda, invece, le sessioni di training eseguite con il soggetto seduto, con le gambe distese e i piedi bloccati alla barra di sostegno, la condizione che più si è evidenziata dallo studio dei parametri utilizzati è quella con:

- rigidità muscolare pari a $K=0.91\%mgh$ e sensibilità del blocco neuromuscolare intermedia: anche in questo caso è emerso un comportamento simile rispetto alla condizione di riferimento per quanto riguarda la durata di attivazione del gastrocnemio mediale, sinistro e destro, e dei tibiali anteriori, sinistro e destro, che in questa condizione risultano avvicinarsi a quella di riferimento in modo più evidente rispetto alle altre, sebbene la durata risulti comunque maggiore di circa il 7%. Inoltre, la validità di questa condizione risulta ancora confermata dai valori medi RMS calcolati per gastrocnemio mediale, soleo e tibiale anteriore di entrambe le gambe, anche se tuttavia, non sono stati ottenuti valori identici: nello specifico, la variazione maggiore si ha per il gastrocnemio sinistro che passa da $92 \mu V$ a $23 \mu V$, mentre l'attività dei tibiali risulta del tutto simile a quella della condizione in 'Free Standing'. Infine, anche i dati relativi alla deviazione standard risultano essere in accordo con quanto detto.

6. CONCLUSIONI

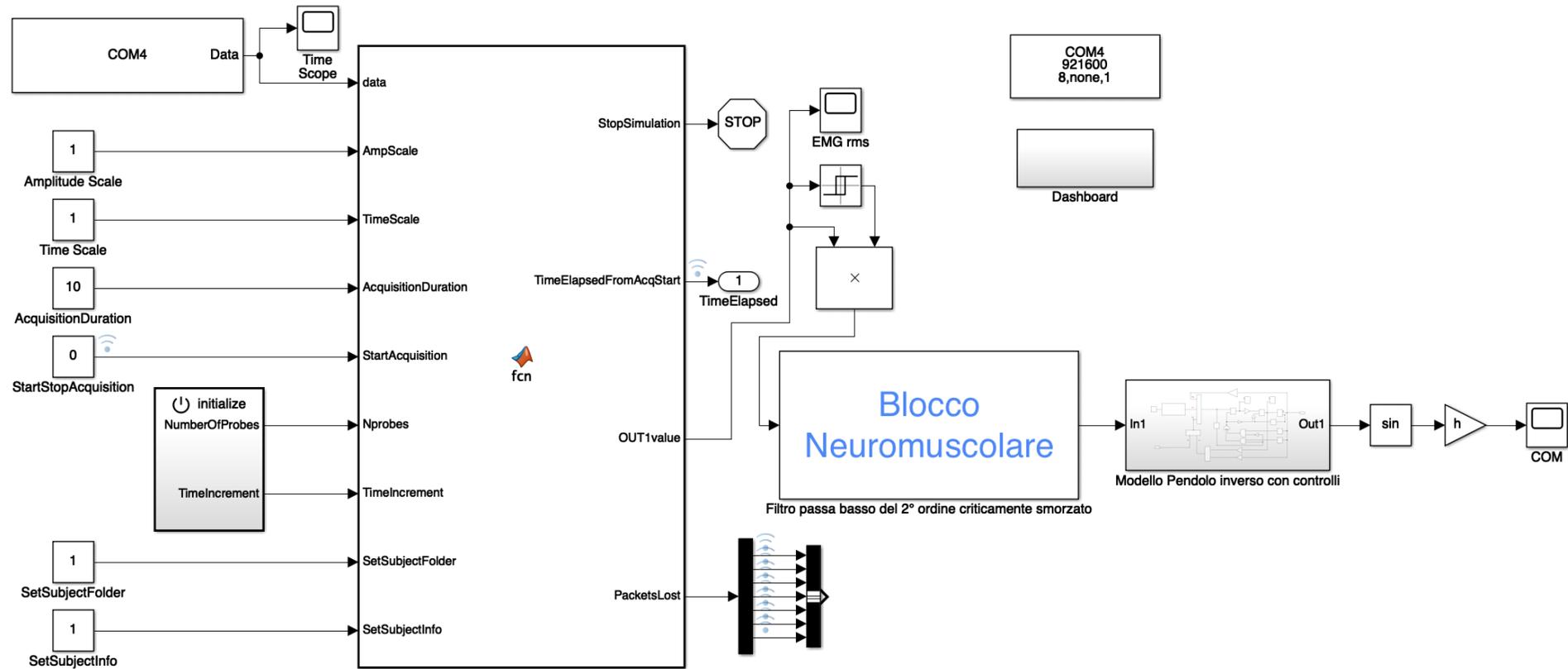
Per concludere, l'analisi dei dati ricavati apre le porte verso indagini future più approfondite riguardo il protocollo di training della postura eretta presentato in questo lavoro di tesi: lo scopo iniziale di confrontare i pattern d'attivazione muscolare ottenuti in 'Free Standing' e nelle varie condizioni di training ha sortito una serie di risultati positivi. In particolar modo si sono evidenziate le condizioni di training che, più delle altre, sono in grado di produrre risposte muscolari paragonabili a quelle che si hanno durante la normale stazione eretta. Inoltre, entrambe le modalità di esecuzione delle varie fasi di training, all'impiedi e da seduti, hanno prodotto risultati interessanti, distinguendosi come valide soluzioni per l'applicazione del protocollo descritto.

Chiaramente sono da segnalare dei punti aperti riguardanti lo studio di tesi proposto. Primo tra tutti dovuto al numero limitato di soggetti osservati: un possibile sviluppo futuro potrà essere quello di testare i pattern d'attivazione di più soggetti, andando ad effettuare anche un'analisi statistica dei dati.

Inoltre, considerando che lo scopo ultimo del protocollo presentato in questo studio di tesi è quello di fungere, un domani, da supporto per il training posturale di quei pazienti che necessitano di uno strumento per la riabilitazione, poiché per motivi patologici o per la presenza di condizioni temporanee, accusano delle difficoltà nel controllo dell'equilibrio in stazione eretta, un'eventuale sviluppo futuro potrebbe essere quello di creare un'interfaccia grafica che semplifichi l'utilizzo del sistema, sia da parte dell'operatore che da parte del paziente stesso.

APPENDICE

A: MODELLO SIMULINK UTILIZZATO IN QUESTO LAVORO DI TESI



B: CONSENSO INFORMATO

Modulo di consenso informato per:

Il Laboratorio di Ingegneria del Sistema Neuromuscolare invita a partecipare alle prove sperimentali per il progetto di tesi intitolato Tricipite surale in stazione eretta e nel bilanciamento di un pendolo inverso virtuale: analisi e confronto dei pattern d'attivazione

Investigatore principale

Fabiola Agnello

Laureanda del corso di laurea magistrale in ingegneria biomedica

Istituto di riferimento

Politecnico di Torino

Questo modulo per il consenso informato è costituito da due sezioni:

- Foglio informativo (al fine di condividere le informazioni relative allo studio)
- Certificato di consenso (da firmare se si decide di partecipare)

Sarà rilasciata una copia dell'intero modulo per il Consenso Informato

PARTE I: FOGLIO INFORMATIVO

Introduzione

Il mio nome è Fabiola Agnello e sono una studentessa del Politecnico di Torino. Sto facendo un lavoro di tesi sul confronto dei pattern di attivazione dei muscoli flessori plantari durante normale stazione eretta e nel controllo di un pendolo inverso virtuale. Vorrei fornirvi delle informazioni a riguardo e invitarvi a prendere parte a questo studio.

Questo modulo per il consenso potrebbe contenere parole di non facile comprensione. Se così fosse, per favore, chiedetemi di fermarmi e prenderò del tempo per spigare meglio. Se in un secondo momento sorgessero delle domande, potrete chiedere a me o a un altro membro del gruppo di ricerca.

Scopo del lavoro di tesi

Lo scopo di questo lavoro di tesi è quello di valutare la validità di un innovativo protocollo di training della postura eretta. Si tratta di effettuare una serie di esperimenti che prevedono il controllo di un modello della stazione eretta, attraverso i muscoli flessori plantari della caviglia. Tale modello consiste di un pendolo inverso virtuale progettato in modo personalizzato per ciascun soggetto. Ciò che vogliamo osservare sono le caratteristiche dei pattern d'attivazione ottenuti in tali condizioni, e

confrontarli con quelli relative al controllo posturale nella normale stazione eretta. La tua partecipazione ci sarà d'aiuto per raggiungere il fine prestabilito. In tal modo sarà possibile capire se l'interfaccia create è da considerarsi effettivamente utile per il training della postura eretta.

Tipo di intervento di ricerca

Per la partecipazione a questo studio di tesi è prevista l'esecuzione di una serie di prove, 9, della durata di 80 secondi ciascuna. L'intera sessione di esperimenti durerà al massimo tre ore.

Selezione dei partecipanti

Sei invitato a prendere parte a questa ricerca poiché crediamo che il tuo contributo possa essere molto importante per noi al fine di raggiungere l'obiettivo descritto. Questo potrebbe essere il primo passo verso la realizzazione di nuovi sistemi volti a migliorare la capacità di persone soggette a problemi nel controllo della postura eretta, al fine di abbattere il rischio di caduta.

Partecipazione volontaria

La tua partecipazione a questo lavoro di tesi è completamente volontaria. È una tua scelta se partecipare o meno. È possibile ritirare il proprio consenso in qualsiasi momento, senza penali, e ricevere i propri dati, nel senso che in tal caso verranno restituiti e cancellati dalle acquisizioni dello studio di ricerca.

Procedure

Ti stiamo chiedendo la possibilità di prelevare i segnali provenienti dai tuoi muscoli flessori plantari durante l'esecuzione di pochi e semplici compiti. Se accetti ti sarà chiesto di effettuare gli esperimenti su una pedana di forza e indossando 3 sonde per il prelievo di 6 segnali elettromiografici di superficie.

Per prima cosa ti chiediamo di compilare un modulo contenente le seguenti informazioni: nome, cognome, età, sesso, nazionalità. Noi misureremo la massa corporea e la distanza trocantere – malleolo. Noi crediamo che questi dati siano utili per creare un modello di corpo in stazione eretta il più rappresentativo possibile del tuo corpo durante la stazione eretta.

Quindi si passerà a preparare la cute che sarà a contatto con gli elettrodi, tramite rasatura e pulizia con pasta abrasiva, e dopo a fissare gli elettrodi e le sonde sul tuo corpo. Queste sonde sono molto piccole, pesano circa 12g ciascuna e sono legate alla gamba per mezzo di fasce elastiche; le fasce saranno strette appena sufficientemente per non lasciare che scivolino.

Quindi si passerà all'esecuzione delle prime prove: potremmo chiederti di stare in stazione eretta a piedi scalzi, paralleli, su una piattaforma di forza al fine di effettuare delle acquisizioni di 80 secondi ciascuna; in seguito ti chiederemo di spostarti sul supporto previsto per questo lavoro di tesi, al quale verrai fissato con una fascia, sempre in stazione eretta, sulla pedana di forza e di effettuare una terza

acquisizione di 80 secondi nella quale per I primi 15 secondi dovrai stare rilassato il più possibile, e poi, al nostro via, dovrai iniziare ad effettuare delle flessioni plantari volontarie senza però alzare I talloni o le punte dei piedi, o piegare le ginocchia. A questo punto potremo passare alla parte delle prove in real-time, nelle quali ti sarà chiesto, sempre in stazione eretta fissato al supporto, di minimizzare le oscillazioni che vedrai su uno schermo di fronte a te, modulando l'attività dei muscoli delle gambe. Ti sarà richiesto in questa fase di effettuare 6 prove da 80 secondi ciascuna.

Durata

La ricerca viene eseguita in un singolo giorno. La durata dell'intero esperimento è di circa 3 ore.

Rischi

Questo studio non prevede alcun rischio per la salute. L'intensità dell'attività fisica è alquanto bassa; si tratta di utilizzare I muscoli delle gambe come si sta in stazione eretta. Potresti al Massimo sentirti un po' stanco alla fine dell'esperimento. Potrai decider in qualsiasi momento di interrompere l'esperimento senza nessuna penalità e senza che questo comprometta lo studio stesso.

Benefici

Non ci saranno benefici diretti per te, ma la tua partecipazione ci sarà d'aiuto per valutare le idee alla base di questo studio.

Rimborsi

Non ti verrà fornito alcun incentivo finanziario per partecipare alla ricerca. Tuttavia, ti forniremo un rapporto descrittivo sui dati raccolti. In questa occasione o in qualsiasi altro momento puoi chiedere a me o a qualsiasi altro membro del team di ricerca di spiegarti il rapporto.

Riservatezza

Non condivideremo le informazioni su di te con nessuno al di fuori del gruppo di ricerca. Qualsiasi informazione su di te avrà un numero al posto del tuo nome. Nessuno saprà quale sia il tuo numero.

Chi contattare

Se hai domande, puoi chiederle ora o più tardi. Se si desidera porre domande in un secondo momento, è possibile contattare uno dei seguenti membri del Gruppo di ricerca:

Taian Vieira
Departamento de Arte Corporal/Department of Art Science
Escola de Educação Física e Desportos/School of Physical Education and Sports
Universidade Federal do Rio de Janeiro/Federal University of Rio de Janeiro
Av. Carlos Chagas Filho 540, 21941-599 – Rio de Janeiro (RJ), Brazil

Tel: +55 21 3938 8631
taian.vieira@polito.it

Fabiola Agnello
Laureanda in ingegneria Biomedica
Politecnico di Torino
s221942@studenti.polito.it

Michela Raniolo
Laureanda in ingegneria Biomedica
Politecnico di Torino
s244155@studenti.polito.it

PARTE II: CERTIFICATO DI CONSENSO

Dichiarazione del volontario

Sono stato invitato a partecipare alla ricerca sul test di un innovativo protocollo di training della postura eretta.

Ho letto le informazioni precedenti o mi sono state lette. Ho avuto l'opportunità di porre domande al riguardo e tutte le domande che sono state poste sono state soddisfatte. Acconsento volontariamente a partecipare a questo studio

Nome del partecipante: _____

Firma del partecipante: _____

Data: _____ / _____ / _____
Giorno Mese Anno

Dichiarazione del ricercatore / persona che prende il consenso

Ho letto con attenzione la scheda informativa al potenziale partecipante, e al meglio delle mie capacità mi sono assicurato che il partecipante capisse che:

1. saranno raccolti i dati individuali (età, sesso, nazionalità)
2. Saranno misurati la massa corporea, e la lunghezza trocantere – malleolo
3. Verranno eseguite 9 prove totali in diverse condizioni e ciascuna della durata di 80 secondi.

Confermo che al partecipante è stata data l'opportunità di porre domande sullo studio e che tutte le domande poste dal partecipante hanno ricevuto una risposta corretta e al meglio delle mie capacità. Confermo che l'individuo non è stato costretto a dare il consenso, e il consenso è stato dato liberamente e volontariamente.

Una copia di questo modulo di consenso informato è stata fornita al partecipante.

Nome del ricercatore: _____

b. **Free standing (FS)**: soggetto in piedi, sulla pedana di forza, posizionato in modo da mantenere la proiezione del malleolo di entrambi i piedi esattamente sull'asse y della pedana stessa; piedi nudi e distanza tra i talloni pari alla larghezza del bacino, disposti parallelamente e in modo da essere equamente distanziati dal centro della pedana.

Elenco prove da eseguire:

Supported Standing (SS): il soggetto è in condizioni di riposo.

Voluntary Standing (VS): il soggetto effettua delle contrazioni muscolari volontarie, mimando il controllo della stazione eretta.

Free Standing (FS): il soggetto controlla la sua postura eretta normalmente.

TABELLA 5 - ELENCO PROVE DA ESEGUIRE SEGUITO DURANTE LE ACQUISIZIONI SPERIMENTALI.

<i>Fase</i>	<i>Condizione</i>	<i>Durata acquisizione (s)</i>	<i>Numero acquisizioni</i>	<i>Note</i>	<i>Annotazioni sugli esperimenti</i>
<i>Offline</i>	Free Standing (FS)	80	2	Trigger: un fronte di salita a 5s circa dall'inizio dell'acquisizione.	
	Supported Standing (SS)	15		Trigger: primo fronte di salita a 5s circa dall'inizio dell'acquisizione (impulso di sincronia);	
<i>Offline</i>	Voluntary Standing (VS)	65	1	secondo fronte di salita a 15s circa dall'inizio dell'acquisizione (impulso di inizio VS).	
<i>Real-Time</i>	RT1	80	1	K = 0.91 m g h, G = G _{ottimizzazione}	
<i>Real-Time</i>	RT2	80	1	K = 0.91 m g h, G = G _{ottimizzazione} + 200Nm/mV	

Real-Time	RT3	80	1	$K = 0.91 \text{ m g h,}$ $G = G_{\text{ottimizzazione}} - 200\text{Nm/mV}$	
Real-Time	RT4	80	1	$K = 0.65 \text{ m g h,}$ $G = G_{\text{ottimizzazione}}$	
Real-Time	RT5	80	1	$K = 0.65 \text{ m g h,}$ $G = G_{\text{ottimizzazione}} + 200\text{Nm/mV}$	
Real-Time	RT6	80	1	$K = 0.65 \text{ m g h,}$ $G = G_{\text{ottimizzazione}} - 200\text{Nm/mV}$	

Rappresentazione schematica della disposizione dei sensori:

Pima di iniziare gli esperimenti, è da controllare che ciascun sensore sia posizionato nella propria collocazione specifica, come illustrato di seguito

Nel caso dovessero esserci degli errori nel posizionamento dei sensori, si annotino di seguito le modifiche apportate.

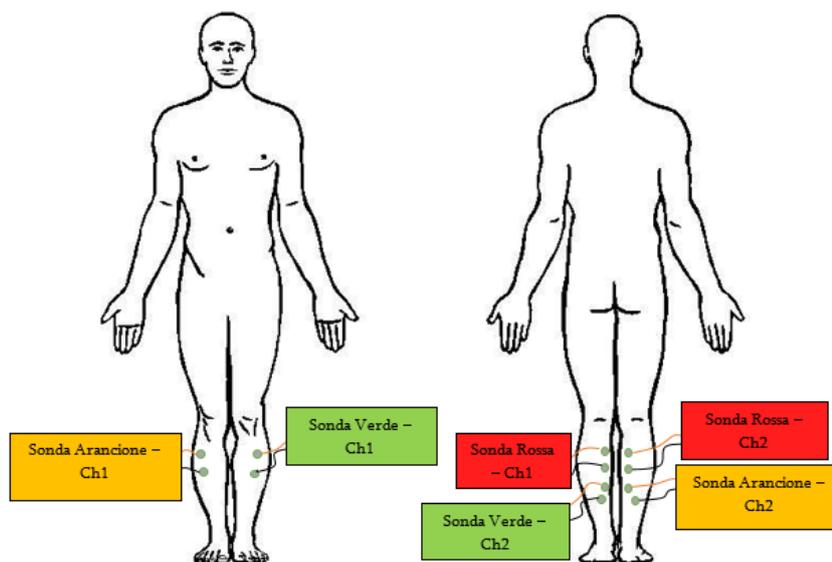


FIGURA 72 - POSIZIONAMENTO DEGLI ELETTRODI SUI MUSCOLI DI INTERESSE.

BIBLIOGRAFIA

- [1] K. T. Patton, G. A. Thibodeau, "Anatomia e fisiologia". Elsevier srl, 2011.
- [2] C. L. Stanfield, "Fisiologia". Edises, 2012.
- [3] P. Abrahams, "Atlante del corpo umano". Dix editore, 2018.
- [4] K. F. Wells, K. Luttgens, "Kinesiologia Basi scientifiche del movimento umano". Verducci editore, edizione italiana 1990.
- [5] S. Pivetta, "La tecnica della ginnastica correttiva". Sperling & Kupfer editori, volume 1, 1975.
- [6] V. Manno, S. Lupo, E. Arcelli, R. M. Muroi, C. Mantovani, C. Morandini, G. Carbonaro, "Sport di combattimento metodologie & tecniche di allenamento e insegnamento". Visual Action, volume 1, 2007.
- [7] V. Perciavalle, "Nozioni di fisiologia umana applicata all'educazione fisica", Cooperativa universitaria libraria catanese, 1993.
- [8] A. Stecchi, "Biomeccanica degli esercizi fisici". Erika editrice, 2004.
- [9] Elaheh Azimzadeh, Mohammad Ali Hosseini, Kian Nourozi, Patricia Mary Davidson, "Effect of Tai Chi Chuan on balance in women with multiple sclerosis". *Complementary Therapies in Clinical Practice*, Volume 21, Issue 1, Pages 57-60, 2015.
- [10] Choi HJ, Garber CE, Jun TW, Jin YS, Chung SJ, Kang HJ. "Therapeutic effects of tai chi in patients with Parkinson's disease". *ISRN Neurol.* 2013;2013:548240. Published 2013 Oct 31.
- [11] Pedro Jesús Jiménez-Martín, Agustín Meléndez-Ortega, Ulrike Albers, Diane Schofield. "A review of Tai Chi Chuan and parameters related to balance". *European Journal of Integrative Medicine*, Volume 5, Issue 6, 2013, Pages 469-475.
- [12] Cristiana Mercê, David Catela, António Vences Brito, Marco A. C. Branco, "Karate training effect in balance control in children with developmental coordination disorder". *Revista de Artes Marciales Asiáticas*, Volumen 11(2s), 140-142 ~ 2016 DOI: 10.18002/rama.v11i2s.4210 .
- [13] Dahmen-Zimmer K, Jansen P. "Karate and Dance Training to Improve Balance and Stabilize Mood in Patients with Parkinson's Disease: A Feasibility Study". *Front Med (Lausanne)*. 2017;4:237. Published 2017 Dec 19. doi:10.3389/fmed.2017.00237.
- [14] FILINGERI, D ... et al, 2012. "Is karate effective in improving postural control?". *Archives of Budo*, 8 (4), pp.203-206.
- [15] Marie-Ludivine CD, Papouin G, Saint-Val P, Lopez A. Effect of adapted karate training on quality of life and body balance in 50-year-old men. *Open Access J Sports Med.* 2010;1:143-50. Published 2010 Aug 4.

- [16] Duque G, Boersma D, Loza-Diaz G, et al. Effects of balance training using a virtual-reality system in older fallers. *Clin Interv Aging*. 2013;8:257-63.
- [17] Dos Anjos, F., Lemos, T. & Imbiriba, L.A. *Eur J Appl Physiol* (2016) 116: 1771. <https://doi-org.ezproxy.biblio.polito.it/10.1007/s00421-016-3434-7>.
- [18] F. Dos Anjos, M. Gazzoni, T. Vieira, “Does EMG-audio feedback from the ankle muscles affect the degree of activity of lower limb muscles?”. *Gait & Posture*, Volume 57, Supplement 3, 2017, Pages 30-31.
- [19] Vieira Taian M., Baudry Stéphane, Botter Alberto, “Young, Healthy Subjects Can Reduce the Activity of Calf Muscles When Provided with EMG Biofeedback in Upright Stance”. *Frontiers in Physiology*, volume 7, 2016, Pages 158.
- [20] T. Vieira, S. Muceli, D. Farina, A. Botter, “Large inter-electrode distances lead to more representative bipolar EMGs, not necessarily affected by crosstalk”. *Gait & Posture*, Volume 49, Supplement 1, 2016, Pages S28-S29.
- [21] Dos Anjos FV, Pinto TP, Gazzoni M, Vieira TM. The Spatial Distribution of Ankle Muscles Activity Discriminates Aged from Young Subjects during Standing. *Front Hum Neurosci*. 2017;11:190. Published 2017 Apr 19. doi:10.3389/fnhum.2017.00190.
- [22] F. Puglisi, “Biomeccanica introduzione alle misure sperimentali di postura e movimento”. Marrapese editore, 2007.
- [23] Fabio V. dos Anjos, Marco Gazzoni, Taian M. Vieira, “Does the activity of ankle plantar flexors differ between limbs while healthy, young subjects stand at ease?”. *Journal of Biomechanics*, Volume 81, 2018, Pages 140-144.
- [24] R. Merletti, D. Farina, “Surface Electromyography”. IEEE Press, 2016.
- [25] Maura Casadio, Pietro G. Morasso, Vittorio Sanguineti, “Direct measurement of ankle stiffness during quiet standing: implications for control modelling and clinical application”, *Gait & Posture*, Volume 21, Issue 4, 2005, Pages 410-424.
- [26] Loram ID, Lakie M. Direct measurement of human ankle stiffness during quiet standing: the intrinsic mechanical stiffness is insufficient for stability. *J Physiol*. 2002;545(Pt 3):1041-53.
- [27] Michela Raniolo, “Sviluppo di un modello di pendolo inverso virtuale per il training del controllo posturale tramite l'attivazione dei muscoli del tricipite surale”, DET, Politecnico di Torino, 2018.
- [28] <https://www.scienzemotorie.com/caviglia-anatomia-e-tipologie-di-lesioni/>
- [29] https://www.medicinapertutti.it/wp-content/uploads/istologia/tessuto_muscolare/img_tess_musc/tessuto_muscolare_striato_schiettrico.jpg
- [30] <http://www.costa-biomedica.com/Documenti/PUBBLICAZIONI%20IN%20PDF/II%20controlloposturale%20IL%20PROBLEMA%20DELLA%20STABILITA.pdf>

- [31] <https://fisioterapia-pavia.myblog.it/media/02/00/1403156655.pdf>
- [32] <http://www.inftub.com/medicina/Anatomia-della-caviglia-Legame44815.php>
- [33] <https://www.pinterest.it/pin/727401777287034715/> (MODIFICATA)
- [34] https://www.google.it/search?q=taichi&source=lnms&tbm=isch&sa=x&ved=0ahukewjymc8mtheahwqxoukhsz6a2mq_auidigb&biw=1707&bih=812&dpr=1.13#imgrc=6atkzydp-hj90m:
- [35] <https://www.hbm.com/it/7318/how-does-a-piezoelectric-force-transducer-work/>
- [36] Winter, D. A., Patla, A. E., Riedtyk, S., & Ishac, M. (2001). "Ankle muscle stiffness in the control of balance during quiet standing". *Journal of Neurophysiology*, 85, 2630–2633
- [37] Peterka, R. J. (2000). "Postural control model interpretation of stabilogram diffusion analysis". *Biological Cybernetics*, 83, 335–343.
- [38] Alessandra Bottaro, Maura Casadio, Pietro G. Morasso, Vittorio Sanguineti. "Body sway during quiet standing: Is it the residual chattering of an intermittent stabilization process?". *Human Movement Science*, Volume 24, Issue 4, 2005, Pages 588-615.
- [39] Elias LA, Watanabe RN, Kohn AF. "Spinal mechanisms may provide a combination of intermittent and continuous control of human posture: predictions from a biologically based neuromusculoskeletal model". *PLoS Comput Biol*. 2014;10(11):e1003944. Published 2014 Nov 13. doi:10.1371/journal.pcbi.1003944.
- [40] Loram ID, Gollee H, Lakie M, Gawthrop PJ. "Human control of an inverted pendulum: is continuous control necessary? Is intermittent control effective? Is intermittent control physiological?". *J Physiol*. 2010;589(Pt 2):307-24.
- [41] Corrado Cordova. "Grande Enciclopedia Medica". Armando Curcio Editore, 1979.
- [42] K. Tittel. "Anatomia funzionale dell'uomo applicata all'educazione fisica ed allo sport". Edi. Ermes s.r.l., 1980.
- [43] Corriveau H, Hebert R, Prince F, Raiche M. "Postural control in the elderly: an analysis of test-retest and interrater reliability of the COP-COM variable". *Arch Phys Med Rehabil*, 2001;82:80-5.
- [44] Loram ID, Lakie M, Gawthrop PJ. "Visual control of stable and unstable loads: what is the feedback delay and extent of linear time-invariant control?". *J Physiol*. 2009;587(Pt 6):1343-65.
- [45] Di Giulio I, Baltzopoulos V, Maganaris CN, Loram ID. "Human standing: does the control strategy preprogram a rigid knee?" *J Appl Physiol* 114: 1717–1729, 2013. First published April 25, 2013; doi:10.1152/jappphysiol.01299.2012.

RINGRAZIAMENTI

Ed eccomi ai Ringraziamenti...

Primo tra tutti vorrei ringraziare Dio, mia forza, che con la sua Divina Provvidenza mi ha guidato, sostenuto, confortato in tutte le fasi del mio percorso universitario e, nel momento del bisogno, ha messo nel mio cammino delle persone splendide.

Sono stati anni stupendi, ma di grandi sacrifici, nei quali ho dovuto mettere in pratica tutti gli insegnamenti di autocontrollo, pazienza, passione, resistenza e determinazione, appresi in ambito sportivo; tuttavia, devo dire che non cambierei il mio percorso con nessun altro al mondo, infatti, nel mio passato da atleta agonista ho imparato sin da subito che la gioia e la grandezza di una vittoria è direttamente proporzionale a quanto la gara sia stata lunga e sacrificata: per questo sono fiera di me, e sento questo traguardo come un'altra grande vittoria.

Detto ciò, vorrei ancora ringraziare i miei genitori, che, con amore e pazienza, mi hanno sostenuto in tutto e per tutto, e mi hanno guidato nei miei passi. Un ringraziamento speciale va a, Giorgio, il mio caro fratellino, che mi è stato accanto, e con estrema pazienza e disponibilità ha fatto più volte da cavia nei miei esperimenti. Un ringraziamento di cuore va ai miei nonni e in particolar modo a mio zio Saro, mio punto di riferimento che, con estrema attenzione, mi ha seguita in tutti i percorsi della mia vita e, nonostante quest'ultimo l'abbia guardato da lassù, mi è stato vicino nel cuore; sempre nella mia mente i suoi insegnamenti.

Altro ringraziamento speciale va a Daniele, il mio fidanzato, il mio migliore amico, il mio compagno di vita, che in questi anni mi ha supportata e sopportata, condividendo amore, gioia e felicità, e rendendo i miei momenti tristi meno difficili da superare.

Vorrei ancora ringraziare tutti i miei amici e, in particolar modo Maria Teresa, con la quale ho condiviso buona parte di questo percorso universitario e mi è sempre stata vicina con grande gentilezza e affetto.

Per questo studio di tesi, vorrei ringraziare, in primo luogo, il professor Taian Martins Vieira, che stimo molto per la sua grande preparazione, e che con professionalità e al tempo stesso grande umanità mi ha seguita, e mi ha insegnato molto.

Un grazie di cuore va a Fabio, Talita e Davide, per i piccoli momenti di distrazione, i pranzi condivisi, e specialmente per l'infinita disponibilità e sensibilità con cui mi hanno offerto il loro aiuto nelle difficoltà.

Un grazie va al professor Marco Gazzoni, che con estrema gentilezza mi ha accolto in questo splendido gruppo di studiosi, rendendo realtà il mio sogno di mettere insieme ciò che ho studiato in questi anni, coltivando il mio amore per l'ingegneria, con la mia primordiale passione per lo sport e l'interesse per i processi che regolano il movimento.

E per finire, grazie di cuore ai miei cari, a Michela, e a tutti coloro che hanno incrociato il mio cammino e che, anche con un semplice sorriso, hanno reso più amabili questi miei anni universitari.