

POLITECNICO DI TORINO

**Corso di Laurea Magistrale
in Ingegneria Biomedica**

Tesi di Laurea Magistrale

**Sviluppo di un modello di pendolo inverso virtuale per
il training del controllo posturale tramite l'attivazione
dei muscoli del tricipite surale**



Relatori

Prof. Taian Martins Vieira
Prof. Marco Gazzoni

Candidata

Michela Raniolo

Anno Accademico 2017/2018

Ai miei genitori, per avere avuto fiducia in me e nelle mie capacità.
A mia sorella, Martina, per avermi ascoltata e supportata nei momenti di difficoltà.
A Gabriele, per avermi trasmesso serenità e per avermi incoraggiata a dare sempre il massimo.
Grazie.

Sommario

Sommario	5
Introduzione	7
Capitolo 1	9
1 Cos'è l'equilibrio?	9
1.1 <i>Meccanismo di regolazione dell'equilibrio.....</i>	<i>10</i>
1.2 <i>Controllo del movimento corporeo: riflessi nervosi e sistema nervoso centrale</i>	<i>13</i>
1.3 <i>Tipi di movimento</i>	<i>16</i>
Capitolo 2	18
2 Definizione di posturografia	18
2.1 <i>Biomeccanica della postura eretta.....</i>	<i>18</i>
2.2 <i>Introduzione al modello di pendolo inverso nello stato di quiete.....</i>	<i>20</i>
2.3 <i>Controllo posturale.....</i>	<i>23</i>
2.4 <i>Meccanismi di controllo.....</i>	<i>24</i>
2.4.1 <i>Stiffness</i>	<i>25</i>
2.4.2 <i>Controllo a feedback.....</i>	<i>26</i>
2.4.3 <i>Controllo a feedforward</i>	<i>27</i>
2.5 <i>Strategie posturali.....</i>	<i>28</i>
2.5.1 <i>Strategia d'anca.....</i>	<i>29</i>
2.5.2 <i>Strategia di caviglia.....</i>	<i>30</i>
Capitolo 3	31
3 Implementazione dell'interfaccia per il training del controllo posturale.....	31
3.1 <i>Modello di pendolo inverso.....</i>	<i>32</i>
3.1.1 <i>Implementazione del modello di pendolo inverso virtuale in ambiente Simulink</i>	<i>37</i>
3.1.2 <i>Aggiunta di controlli per l'implementazione dell'interfaccia</i>	<i>41</i>
3.2 <i>Funzione di trasferimento EMG-coppia</i>	<i>43</i>
3.3 <i>Fase di ottimizzazione: calcolo dei parametri della funzione di trasferimento</i>	<i>55</i>
3.4 <i>Visualizzazione al soggetto del CoM</i>	<i>57</i>
3.5 <i>Verifica dell'interfaccia per il training del controllo posturale.....</i>	<i>57</i>
3.5.1 <i>CoM sperimentale</i>	<i>58</i>
3.5.2 <i>CoM teorico</i>	<i>59</i>
3.6 <i>Sistema di acquisizione DuePro.....</i>	<i>63</i>
3.7 <i>Pedana Kistler</i>	<i>64</i>
Capitolo 4	65
4 Test dell'interfaccia per il training del controllo posturale.....	65
4.1 <i>Verifica del blocco neuromuscolare</i>	<i>65</i>

4.2	<i>Confronto CoM sperimentale e CoM teorico</i>	68
Capitolo 5		72
Bibliografia		73
Elenco figure.....		75
Ringraziamenti.....		77

Introduzione

La stazione eretta propria dell'essere umano è instabile, in quanto il corpo, lasciato a se stesso, tenderebbe a cadere assecondando la gravità terrestre. Nonostante ciò il corpo non cade, poiché è dotato di un sistema di regolazione indispensabile per il mantenimento dell'equilibrio.

Infatti, dal punto di vista biomeccanico, la postura eretta dell'uomo è il risultato di un processo di continua stabilizzazione di un sistema instabile realizzato per via muscolare ed osteoarticolare^[3]. La posizione verticale del corpo verrà modellizzata mediante il moto di un pendolo inverso.

Si vuole dunque sviluppare un modello di pendolo inverso virtuale per il training del controllo posturale la cui stabilità dipenderà dall'attivazione dei muscoli del tricipite surale. In particolare, l'azione dei muscoli flessori plantari dell'articolazione della caviglia sarà necessaria per controllare il momento angolare generato alla caviglia, il quale a sua volta determinerà la stabilità del sistema.

Problema

Sono molte le persone che non sono in grado di mantenersi in piedi o, se riescono, sono spesso soggette alla perdita di equilibrio e quindi alle cadute. In letteratura sono presenti numerosi studi relativi al miglioramento dell'equilibrio in queste persone, basati su feedback uditivo del centro di gravità (CoG) e su feedback visivo del centro di pressione (CoP). Tuttavia, ad oggi non sembrano esserci proposte di protocolli riabilitativi che simulino la stazione eretta; rispetto ai protocolli riabilitativi esistenti, agire sull'attivazione dei muscoli maggiormente coinvolti nel controllo della postura eretta durante condizioni che simulino tale postura potrebbe costituire un procedimento sicuro ed efficace per il training dell'equilibrio e per la riabilitazione in persone gravemente affette da disordini posturali.

Domanda

Impostando questo studio ci si è chiesti se sia possibile per dei soggetti sani controllare la posizione del corpo, modellizzato come un pendolo inverso, mediante l'attivazione dei muscoli del tricipite surale, assicurandone la stabilità, e se tale

modello virtuale possa inoltre fornire un feedback ai soggetti aiutandoli a regolare ed aggiustare la loro postura.

Rilevanza dello studio ed obiettivi

Sebbene lo studio prenda in considerazione i soggetti sani, esso potrebbe essere sviluppato per i pazienti affetti da disturbi dell'equilibrio tramite la realizzazione di un'interfaccia grafica relativa ad una fase di allenamento. In questo modo si riusciranno a creare dei percorsi riabilitativi di rieducazione o di mantenimento per combattere l'eventuale presenza di fattori acuti o cronici degenerativi.

L'*obiettivo* di questa tesi è infatti quello di realizzare, tramite l'ambiente di sviluppo *Matlab & Simulink*, un modello biomeccanico virtuale per il training del controllo della postura eretta. La stabilità del carico virtuale dipende dalla modulazione in ampiezza del segnale elettromiografico (EMG) acquisito dai muscoli flessori plantari, che agiscono sull'articolazione della caviglia. Il modello fornisce in uscita il centro di massa (*CoM*) del pendolo, che viene in seguito presentato al soggetto come feedback visivo e controllato tramite l'attivazione dei muscoli flessori plantari.

Capitolo 1

Regolazione dell'equilibrio, controllo del movimento corporeo

1 Cos'è l'equilibrio?

Il concetto di stabilità implica quello di equilibrio, dunque è necessario dare una definizione di quest'ultimo. Il termine equilibrio deriva dal latino *aequilibrium*, composto di *aequi* 'uguale' e *libra* 'bilancia'. Da definizione infatti, l'equilibrio è lo stato fisico di un corpo o di un sistema, la cui forza risultante, data dalla somma di tutte le forze agenti sul sistema, sia nulla.

Esistono due tipi di equilibrio:

- l'equilibrio statico è lo stato di un corpo fermo e sottoposto a forze la cui risultante sia nulla. Se a causa di perturbazioni il corpo viene spostato dalla sua posizione iniziale ma tende a ritornare in tale posizione, si dice che l'equilibrio è *stabile*; se invece si allontana da tale posizione, si parla di equilibrio *instabile*; se rimane nella nuova posizione, si è nella condizione di equilibrio *indifferente*;
- l'equilibrio dinamico è lo stato di un corpo che, sottoposto a forze la cui risultante e il cui momento siano nulli, si muove di moto rettilineo uniforme o di moto rotatorio con velocità angolare costante.

L'equilibrio è dunque di fondamentale importanza per il mantenimento della postura eretta, poiché indispensabile per equilibrare le forze stabilizzanti e destabilizzanti.

1.1 Meccanismo di regolazione dell'equilibrio

Il meccanismo necessario per il mantenimento dell'equilibrio è molto articolato ed opera mediante la combinazione delle risposte delle attività svolte dai seguenti sistemi:

- *sistema somatosensoriale (sistema propriocettivo)*: costituito da recettori disposti sulla superficie della pelle, sugli organi interni, sui muscoli e sulle articolazioni. Permette di riconoscere la variazione di pressione e la contrazione, fornendo la posizione tra i diversi segmenti corporei e la base d'appoggio;
- *sistema visivo*: permette di mantenere la posizione nello spazio in quanto percepisce le informazioni relative ai cambiamenti che avvengono in relazione all'ambiente circostante. Dato che con la visione è possibile distinguere l'orientamento degli oggetti nello spazio, il sistema visivo fornisce indicazioni sulla verticalità;
- *sistema vestibolare*: localizzato nell'orecchio interno, è costituito da tre canali semicirculari e dal vestibolo, nelle cui cavità sono contenuti due organi otolitici, che sono l'utricolo e il sacculo. Tale sistema risponde ai cambiamenti della posizione del corpo nello spazio, quindi una sua alterazione può indurre perdita di equilibrio e di orientamento.

I tre canali semicirculari sono perpendicolari l'uno con l'altro e sono orientati lungo i piani dello spazio (figura 1), permettendo di rilevare le accelerazioni angolari (rotazionali) della testa. In particolare, il canale laterale rileva la rotazione della testa verso destra e sinistra; il canale posteriore e quello anteriore rilevano l'inclinazione della testa verso la spalla destra o sinistra, e l'oscillazione della testa avanti e indietro. In figura 2 si può vedere come ogni canale semicircolare circonda un *dotto semicircolare* in cui è presente una porzione dilatata, detta *ampolla*, che contiene un recettore sensoriale (*cresta ampollare*). Nella cresta è contenuta la *cupola*, ossia una massa gelatinosa in cui sono localizzate le cellule recettoriali, definite *cellule ciliate*.

La presenza degli organi otolitici permette invece di percepire gli spostamenti lineari della testa: in particolare, l'utricolo fornisce informazioni sull'accelerazione orizzontale e il sacculo riconosce quelle relative all'accelerazione verticale. I recettori sensoriali dei due organi otolitici sono le *macule*: ogni macula è sovrastata dalla membrana otolitica, ossia una massa gelatinosa contenente cellule ciliate ed *otoliti*. Questi sono dei cristalli di carbonato di calcio molto piccoli e si spostano secondo la forza di gravità. Le cellule ciliate si depolarizzano quando le ciglia si inclinano in una direzione, e si iperpolarizzano quando si inclinano nella direzione opposta. Il sistema nervoso centrale analizza queste cellule, valutando quali cellule sono depolarizzate e quali iperpolarizzate, in modo da definire la direzione del movimento. Le cellule ciliate stimolano quindi i neuroni sensoriali primari del nervo vestibolare: si possono distinguere delle vie che proiettano verso la corteccia cerebrale, e altre vie che vanno dal midollo allungato al cervelletto, zona in cui si verifica la maggior parte dell'integrazione del senso dell'equilibrio.

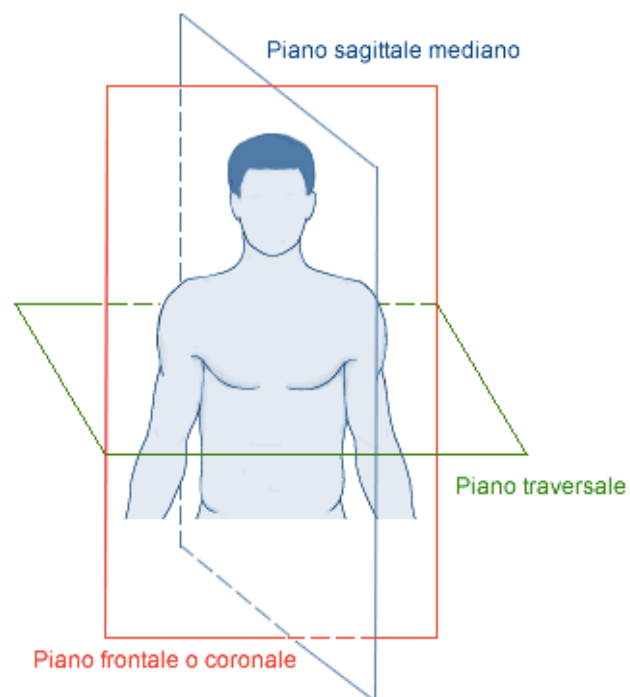


Figura 1- Piani principali del corpo orientato nello spazio.^[1]

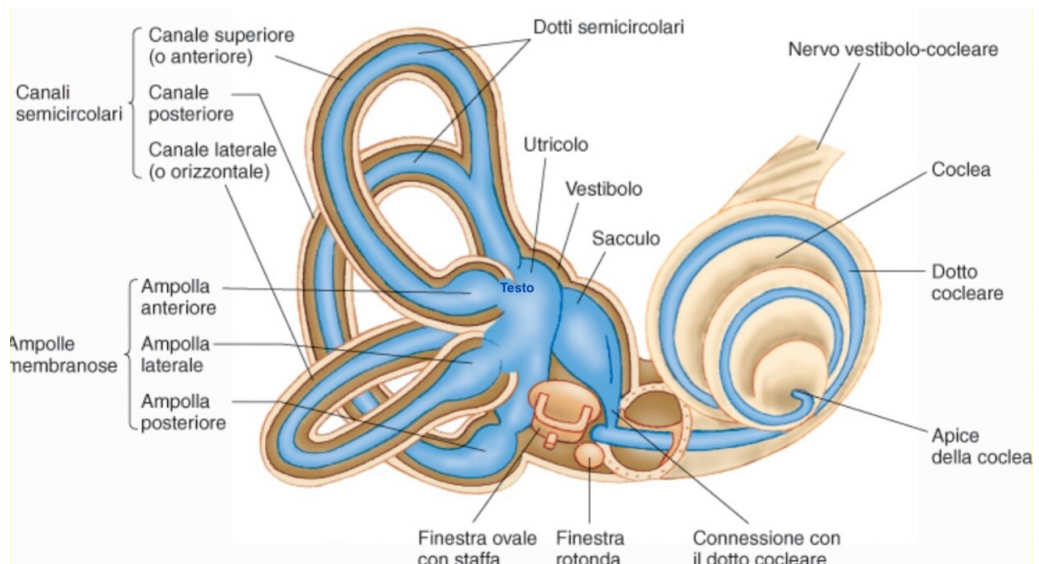


Figura 2- Anatomia dell'orecchio interno.^[2]

A causa delle perturbazioni esterne ed interne, il corpo è soggetto a piccole oscillazioni. Mediante l'integrazione di tali sistemi, esso riesce a mantenere la proiezione del centro di massa (CoM) all'interno del poligono di appoggio (*base di appoggio*) del corpo. Il CoM rappresenta infatti il punto in cui si concentra tutta la massa del corpo, ossia il baricentro.

La base di appoggio (figura 3) rappresenta l'area sottostante i piedi ed è localizzata da due linee colleganti rispettivamente il tallone e la punta delle dita:

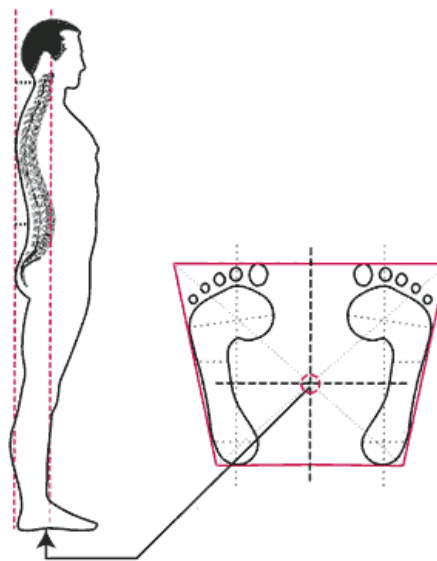


Figura 3- Base di appoggio.^[3]

Le forze esterne sono imprevedibili e destabilizzanti, poiché agiscono con direzione ed intensità variabili, quindi è necessario che la risposta a tali forze si verifichi nel breve intervallo di tempo che segue l'azione delle forze e che precede la perdita di equilibrio. Questa reazione posturale, essendo imprevedibile, deve dunque avvenire in contemporanea alla perdita di equilibrio ed in modo immediato. Il sistema posturale è dunque in grado di rispondere alle oscillazioni del CoM, causate dall'azione delle forze destabilizzanti, con una forza contraria, che permette di mantenere una postura eretta, la cui stabilità è data sia dall'attività dei sistemi precedentemente descritti, sia dalle proprietà meccaniche intrinseche del muscolo (paragrafo 2.3). In particolare, l'informazione sensoriale viene integrata nel midollo e nei centri superiori del sistema nervoso centrale, che poi seleziona specifici attuatori e determina come devono essere reclutati per mantenere il corpo in equilibrio.

1.2 Controllo del movimento corporeo: riflessi nervosi e sistema nervoso centrale

Durante il mantenimento della postura eretta, le informazioni ricevute dai sistemi somatosensoriale, visivo e vestibolare vengono codificate da vari recettori sensoriali e inviate al sistema nervoso centrale (SNC), in cui saranno integrate.

Alcune informazioni vengono elaborate ed utilizzate inconsciamente, ad esempio quando il soggetto viene spinto, sposta il proprio peso e controbilancia il movimento delle gambe oscillando le braccia; altre informazioni invece sono utilizzate consciamente in modo da programmare una determinata azione, ad esempio quando il soggetto fa un piccolo passo in avanti per evitare la caduta. L'integrazione dell'informazione sensoriale in una risposta involontaria è dunque la caratteristica tipica dei riflessi. In particolare, uno stimolo attiva il recettore sensoriale e questo manda l'informazione al SNC tramite potenziali d'azione, innescando così i *riflessi nervosi*. Ad esempio, quando il corpo si sbilancia in avanti, lo stimolo che attiva il recettore è l'allungamento del tendine di Achille: tale allungamento stimola i

recettori tendinei e questi a loro volta trasferiscono il segnale al midollo, permettendo al tricipite surale di accorciarsi per riportare il corpo indietro.

Il SNC è il centro di integrazione che analizza le informazioni in ingresso e seleziona una risposta adeguata, scatenando i potenziali d'azione nei neuroni efferenti per suscitare la risposta degli organi effettori, ovvero muscoli e ghiandole.

I riflessi nervosi presentano due tipi di componenti (figura 4):

- componente a *retroazione negativa (feedback)*, in cui i segnali di retroazione negativa provenienti dai muscoli e dalle articolazioni mandano al SNC informazioni riguardanti i cambiamenti della posizione del corpo;
- componente *anticipatoria (feedforward)* che permette all'organismo di anticipare uno stimolo e di innescare la risposta.

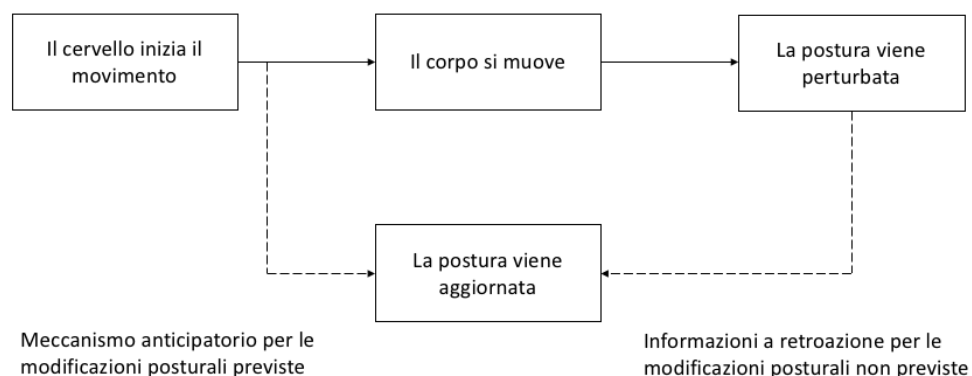


Figura 4- Meccanismo anticipatorio e a retroazione durante il movimento.^[4]

Il movimento delle articolazioni è gestito da gruppi di muscoli antagonisti e sinergici, le cui attività operano in modo coordinato. I neuroni sensoriali *afferenti* da un muscolo e i neuroni motori *efferenti* che innervano lo stesso muscolo sono congiunti tra di loro a livello del midollo spinale, sia da vie convergenti che da vie divergenti costituite da interneuroni, ossia neuroni con ingresso un neurone e uscita un neurone. L'insieme di queste vie, controllanti una specifica articolazione, è detto *unità miotatica*. In particolare, i neuroni sensoriali afferenti sono anche detti *neuroni sensitivi* e si occupano del trasporto dell'informazione dagli organi sensoriali al SNC;

invece i neuroni motori efferenti, detti *motoneuroni*, trasportano l'informazione dal SNC verso la periferia.

Per garantire la corretta contrazione dei gruppi muscolari antagonisti e sinergici in successione appropriata, il movimento necessita di un'esatta sequenza temporale. Inoltre, l'organismo deve regolare di continuo la propria posizione per compensare la differenza tra il movimento realmente effettuato e quello programmato. In figura 5 si può osservare come i movimenti volontari vengono divisi in tre fasi: programmazione del movimento, inizio del movimento ed esecuzione del movimento. L'informazione sensoriale agisce a retroazione permettendo di correggere le discrepanze tra il movimento programmato e quello effettivamente eseguito:

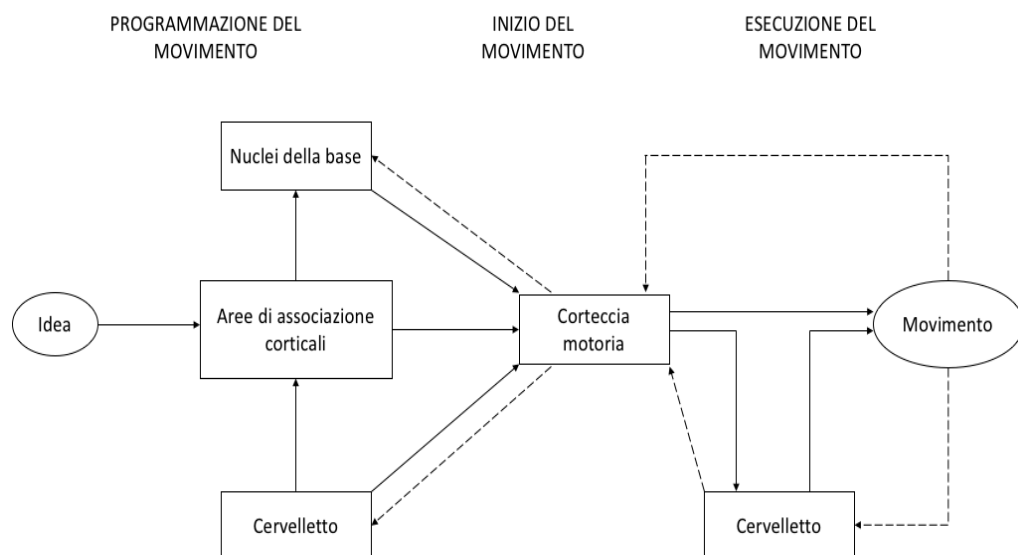


Figura 5- Centri superiori di controllo del movimento.^[4]

I muscoli scheletrici, non potendo comunicare tra di loro in modo diretto, devono mandare informazioni al SNC, consentendo ai centri di integrazione di analizzare e dirigere il movimento. La maggior parte dei movimenti corporei è dunque una risposta integrata e coordinata che richiede numerose informazioni derivanti dalle varie regioni del sistema nervoso.

Il SNC controlla il movimento a tre livelli:

- il *midollo spinale*, integra i riflessi spinali;
- il *tronco encefalico* e il *cervelletto*, gestiscono i riflessi posturali e i movimenti oculari;
- la *corteccia cerebrale* e i *nuclei della base*, responsabili del movimento volontario.

1.3 Tipi di movimento

Il movimento può essere classificato in tre categorie:

- *movimento riflesso*, integrato nel midollo spinale e regolato da informazioni provenienti dai centri nervosi più elevati. Le informazioni sensoriali arrivano sino all'encefalo e contribuiscono alla coordinazione dei movimenti volontari o dei riflessi posturali.
I *riflessi posturali*, integrati nel tronco encefalico, sono indispensabili in quanto contribuiscono a mantenere la posizione del corpo quando si sta in piedi o si cammina. Tali riflessi, come detto nel paragrafo 1.1, richiedono continue informazioni sensoriali derivanti dal sistema somatosensoriale, visivo e vestibolare;
- *movimento volontario*, come l'andare in bicicletta, è integrato a livello della corteccia cerebrale e può cominciare anche in assenza di stimoli esterni. È un movimento che si perfeziona con la pratica ed una volta appreso può diventare un riflesso involontario, poiché il SNC riproduce inconsciamente le posizioni ed i movimenti volontari appresi;

- *movimento ritmico*, come camminare e correre, è dato dalla combinazione dei movimenti riflessi e volontari. Sia l'attivazione che il termine di questo movimento sono coordinati dai comandi provenienti dalla corteccia cerebrale. Fintanto che l'encefalo non termina il movimento, l'attività ritmica dei muscoli scheletrici è regolata da reti di interneuroni spinali, alternando contrazione e rilasciamento in modo ritmico e ripetitivo.

Gran parte dei movimenti richiede informazioni da parte dei riflessi posturali: esistono infatti dei meccanismi anticipatori (*feedforward*), che permettono all'organismo di predisporre a un movimento volontario, e dei meccanismi a retroazione (*feedback*), utilizzati invece per generare un movimento lineare e continuo.

La coordinazione del movimento richiede dunque la collaborazione e la cooperazione di numerose strutture nervose.

Capitolo 2

Posturografia, pendolo inverso, meccanismi di controllo

2 Definizione di posturografia

La stazione eretta propria dell'essere umano è instabile, poiché il corpo, lasciato a se stesso, tenderebbe a cadere assecondando la gravità terrestre. Nonostante ciò il corpo non cade, infatti la stabilità viene garantita nel momento in cui la proiezione del vettore gravità corporea cade all'interno di una superficie inferiore a 1cm^2 , ossia di una quantità più piccola dell'1% della base di appoggio^[3]. Come detto nel capitolo 1, i meccanismi di regolazione necessari per il mantenimento dell'equilibrio sono di fondamentale importanza, in quanto assicurano di avere un buon margine di sicurezza dalla caduta. Si parla infatti di una "zona di confine"^[3] che permette di dividere la stazione eretta a riposo dal suo collasso, ovvero la caduta.

Il mantenimento della postura eretta è dunque un processo di continua stabilizzazione di un sistema instabile dal punto di vista biomeccanico^[3] e con la posturografia è possibile analizzare e misurare il processo di avvenuta stabilizzazione contro la gravità ed eventuali agenti perturbatori, esterni e/o interni al corpo.

2.1 Biomeccanica della postura eretta

Il mantenimento della postura eretta avviene per opera di un bilanciamento tra l'attività muscolare di ogni singola articolazione ed i segmenti corporei, quali testa, tronco ed arti, in continuo aggiustamento. A causa del campo gravitazionale, la forza peso agente su ogni segmento corporeo tende a far cadere il corpo, a meno che esso non venga trattenuto. Il movimento posturale è infatti dovuto all'azione di un sistema di forze e momenti: il corpo, proteso ad una condizione di bilanciamento e di equilibrio, ne è continuamente allontanato per via di perturbazioni esterne, dovute

all'interazione con l'ambiente circostante, e perturbazioni interne, quali emodinamica, respirazione e pompa cardiaca.

Le grandezze fondamentali necessarie per l'analisi e lo studio della biomeccanica della postura sono:

- il *centro di massa (CoM)*, ossia il centroide degli elementi i-esimi di massa che costituiscono il corpo:
- il *centro di pressione (CoP)*, ossia il centroide delle pressioni applicate sotto la base di appoggio.

Il CoM rappresenta quindi la media pesata delle posizioni dei CoM dei segmenti corporei e riflette i movimenti di essi; il CoP invece rappresenta la posizione del punto di applicazione della risultante delle forze scambiate tra la base di appoggio ed il mondo esterno, quindi tra piede e superficie di contatto.

La conoscenza del CoP è utile per valutare il braccio di leva della forza esterna di reazione (GRF) rispetto alle articolazione (figura 14) ed il segno, positivo o negativo, del corrispondente momento reattivo muscolare, riflettendo quindi l'azione delle forze attive muscolari. Inoltre, il CoP dà informazioni relative alla posizione del CoM, accelerazione del CoM ed accelerazione angolare dei segmenti corporei. Se si ha appoggiato per terra solamente un piede, il CoP cadrà all'interno della base di appoggio; se si hanno appoggiati entrambi i piedi, il CoP si troverà nella zona compresa tra i due piedi e sarà più vicino ad un piede o all'altro in base all'intensità delle forze esercitate da ciascun piede sulla superficie di contatto. Per valutare la posizione dei due CoP, uno per ciascun piede, è necessario esaminare i segnali elettromiografici dei muscoli agenti sull'articolazione della caviglia, poiché se l'attività dei muscoli planta-flessori aumentasse, allora il CoP si sposterebbe in avanti. In condizioni statiche, ossia quando l'accelerazione e la quantità di moto del CoM sono nulle e quando il momento della forza di gravità coincide con il momento delle forze muscolari agenti sull'articolazione della caviglia, il CoM e il CoP combaciano; in questo caso si è in condizioni di perfetto equilibrio. Quando invece non si è in condizioni di equilibrio, la posizione del CoP dipende anche dalle forze di inerzia

agenti sul corpo in quel preciso istante; in questo caso è utile valutare la differenza CoM-CoP, in quanto tale grandezza fornisce informazioni sull'accelerazione del CoM, spiegando quindi gli effetti dinamici dell'oscillazione posturale. Gli aspetti cinematici sono invece ottenuti dalle osservazioni del CoM.

2.2 Introduzione al modello di pendolo inverso nello stato di quiete

Il controllo della postura in posizione di riposo è stato quantificato valutando i cambiamenti del CoP nella direzione antero-posteriore (A/P) e in quella medio-laterale (M/L) registrati mediante una singola piattaforma di forza (Winter et al. 1996). A seconda della posizione dei piedi assunta, esistono varie combinazioni di meccanismo dell'anca e di quello della caviglia. Ipotizzando di scegliere la posizione con i piedi uno di fianco all'altro, l'equilibrio in direzione A/P è sotto il controllo della caviglia (muscoli plantari/dorsiflessori), mentre l'equilibrio nella direzione M/L è controllato dall'anca (muscoli abduttori/adduttori).

Revisionando la letteratura, sono molti gli studi che trattano il tema della postura eretta, della posizione del CoP e del suo movimento in relazione all'azione dei muscoli; infatti, è possibile osservare come la strategia della caviglia (paragrafo 2.5.2) è quella più utilizzata dal corpo per poter contrastare l'effetto delle oscillazioni che lo destabilizzano lungo la direzione A/P. È infatti una strategia che implica flessione ed estensione dei muscoli agenti sull'articolazione della caviglia in modo da evitare perdite di equilibrio e l'eventuale caduta del corpo in avanti.

Per introdurre il modello del pendolo inverso bisogna fare riferimento alla figura 6, in cui è possibile osservare le oscillazioni del corpo in direzione A/P ed analizzare la differenza tra CoG, ossia la posizione del vettore verticale dal CoM mentre interseca il piano orizzontale, e il CoP:

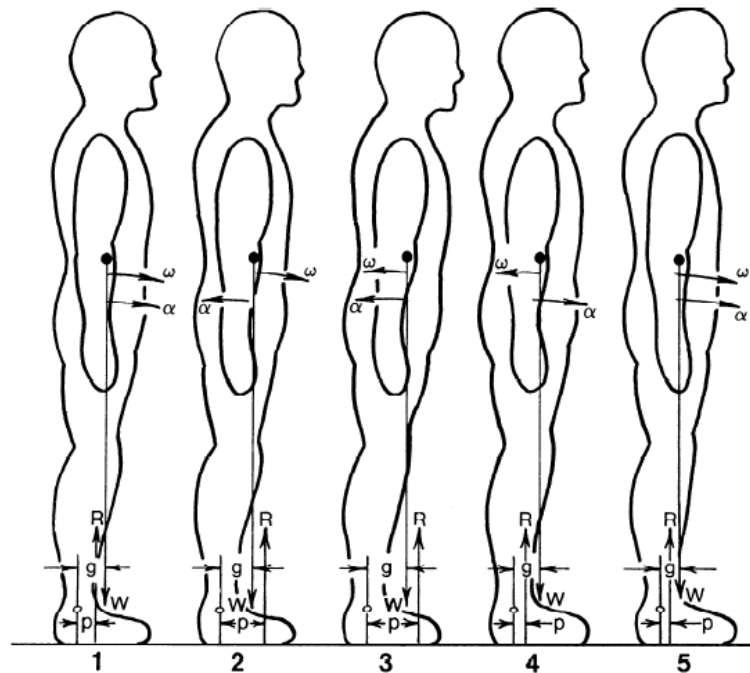


Figura 6- Soggetto in posizione di riposo con i piedi uno di fianco all'altro su una piattaforma di forza in cinque istanti di tempo differenti.^[5]

dove

W è la forza peso ($W=mg$);

R è la forza di reazione vincolare ($R=GRF$);

w è la velocità angolare;

α è l'accelerazione angolare;

p è la distanza caviglia-CoP;

g è la distanza caviglia-CoG.

Nel primo istante di tempo (1) il CoG del corpo si trova avanti rispetto al CoP con velocità angolare in senso orario; la forza peso è uguale ed opposta alla forza di reazione verticale. Queste forze parallele agiscono alla distanza g e p rispettivamente dall'articolazione della caviglia. Assumendo quindi il corpo come un pendolo inverso

il cui fulcro è la caviglia, si ha un momento antiorario generato da Rp e un momento orario generato da Wg , da cui:

$$Rp - Wg = I\alpha$$

dove I è il momento di inerzia totale del corpo rispetto il fulcro.

Poiché $g > p$, allora $Wg > Rp$ e il corpo sarà sottoposto ad un'accelerazione angolare in senso orario. Per correggere questa oscillazione in avanti, il soggetto dovrà aumentare l'attivazione dei muscoli flessori plantari in modo da portare il CoP davanti al CoG (tempo 2). In questo caso sarà $Rp > Wg$ e quindi l'accelerazione angolare, cambiando di segno, comincerà a diminuire la velocità angolare fino a quando, al tempo (3), l'integrale nel tempo di α provocherà un'inversione della w . Adesso, sia α che w sono negative ed in senso antiorario, quindi provocheranno un'oscillazione del corpo all'indietro. Il SNC avverte lo spostamento all'indietro del CoG e per correggerlo diminuirà l'attività dei muscoli flessori-plantari riducendo così il CoP fino a quando si sposterà posteriormente rispetto al CoG. Al tempo (4) α si invertirà per tornare di nuovo in senso orario, e dopo un periodo di tempo w diminuirà nuovamente e si invertirà cambiando di segno, e il corpo tornerà nella condizione iniziale (tempo 5).

Dalla sequenza appena mostrata, è evidente come i muscoli plantaflessori e dorsiflessori, controllando il momento alla caviglia, inducano il CoP a muoversi indietro ed avanti così da regolare l'oscillazione del CoG. Inoltre l'intervallo dinamico del CoP dovrà essere più grande di quello del CoG, poiché se il CoG dovesse cadere fuori dalla base di appoggio anche di pochi centimetri, il movimento correttivo del CoP potrebbe non essere sufficiente ad invertire la w . Di conseguenza il soggetto dovrà compiere un passo in avanti per arrestare la caduta.

Per ottenere dei risultati più specifici per ogni situazione, sarebbe necessario utilizzare due piattaforme di forza, una per ogni piede. Nello studio di Winter è stata infatti utilizzata una sola piattaforma poiché è stata assunta l'ipotesi di una simmetria pressoché perfetta del corpo umano, ottenendo quindi delle forze, agenti sotto i piedi, del tutto uguali.

2.3 Controllo posturale

Per controllo posturale si intende la capacità di mantenere l'equilibrio in presenza di un campo gravitazionale assicurando che la proiezione del CoM cada all'interno della base di appoggio.

La postura eretta è infatti controllata da un processo condizionato dalle attività svolte da:

- *sistema sensoriale*, comprende i sistemi somatosensoriale, visivo e vestibolare che forniscono informazioni relative alla localizzazione del corpo nello spazio e alla sua interazione con l'ambiente circostante;
- *sistema nervoso centrale*, centro di integrazione delle informazioni efferenti generando sequenze di attivazioni muscolari;
- *attuatori muscolari e osteoarticolari*, operano i comandi centrali ed i riflessi attivando i movimenti compensatori e/o anticipatori per mantenere l'equilibrio ed evitare la caduta.

Si viene dunque a creare un sistema di controllo (figura 7) con proprietà non lineari ed utili per reagire a condizioni patologiche e alle variazioni delle condizioni ambientali tramite adattamento, compensazione e rinforzo.

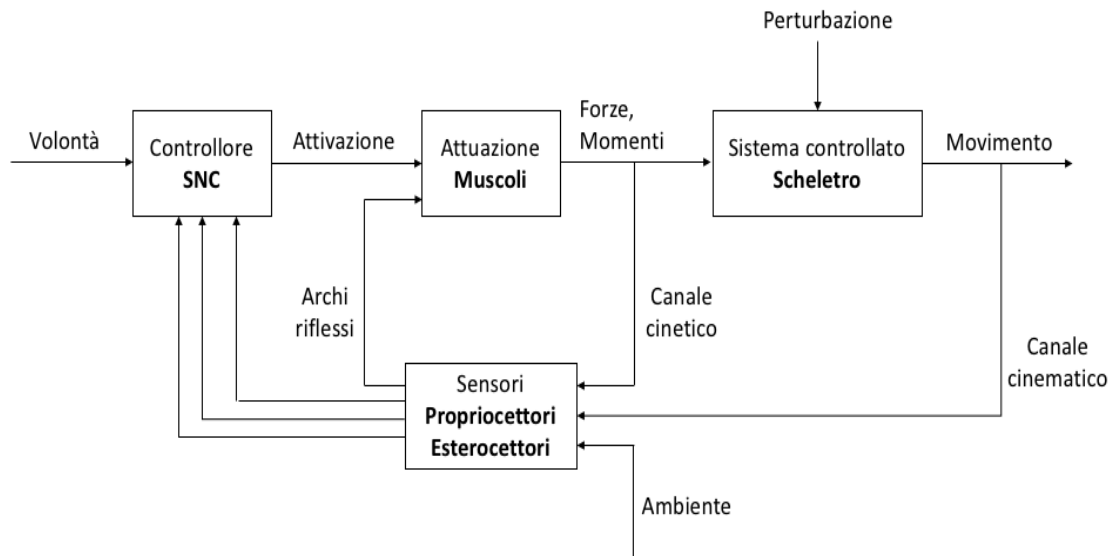


Figura 7- Schema a blocchi del sistema di controllo posturale.^[4]

2.4 Meccanismi di controllo

I meccanismi di controllo che partecipano alla stabilizzazione posturale possono essere classificati in:

- meccanismo puramente biomeccanico ad azione istantanea, dovuto alla rigidità della caviglia (*stiffness*);
- meccanismo reattivo, costituito dai feedback sensoriali che informano il SNC dello stato attuale del sistema controllato. È un sistema che lavora in catena chiusa;
- meccanismo anticipatorio, basato su un modello interno di fusione sensoriale e di predizione della dinamica del sistema. È un sistema che lavora in catena aperta.

Questi meccanismi, insieme all'attività svolta dal sistema di controllo descritto nel paragrafo 2.3, sono necessari per valutare e rilevare la presenza di cambiamenti nel comportamento posturale, adottando misure grazie alle quali è possibile quantificare

la diversità per rendere la valutazione la più oggettiva possibile. In questo modo è possibile ottenere una corretta valutazione dei disturbi dell'equilibrio ed adottare corrette terapie riabilitative e terapeutiche.

2.4.1 Stiffness

La stiffness rappresenta la rigidità elastica dei tessuti muscolari e dei tendini, sia per l'articolazione della caviglia che per il piede. In figura 8 è possibile confrontare la coppia muscolare dovuta alla stiffness ed agente sull'articolazione della caviglia con la coppia gravitazionale ($T_g = mgh\theta$, valore di riferimento); la stiffness angolare ha valori inferiori a tale valore di circa il 50%. Di conseguenza, tale meccanismo non è sufficiente per stabilizzare la postura eretta.

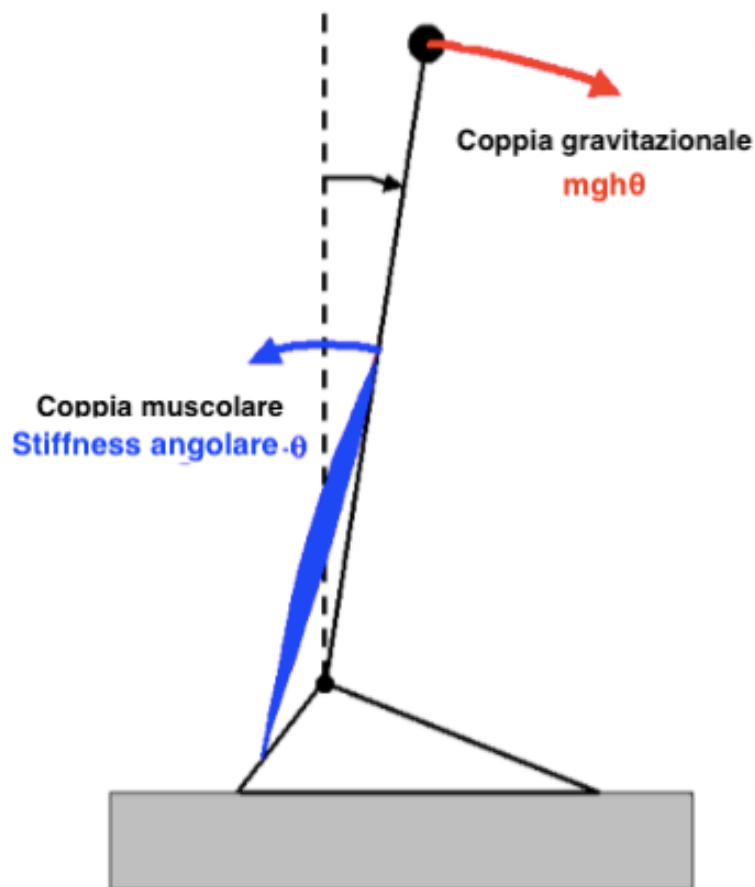


Figura 8- Meccanismo di controllo dovuto alla stiffness muscolare.^[7]

2.4.2 Controllo a feedback

Con questo meccanismo (figura 9) è possibile mantenere la condizione di equilibrio facendo riferimento alle afferenze sensoriali relative alla posizione dei segmenti corporei. Sulla base delle informazioni visive, vestibolari, propriocettive e tattili, è possibile generare le azioni muscolari.

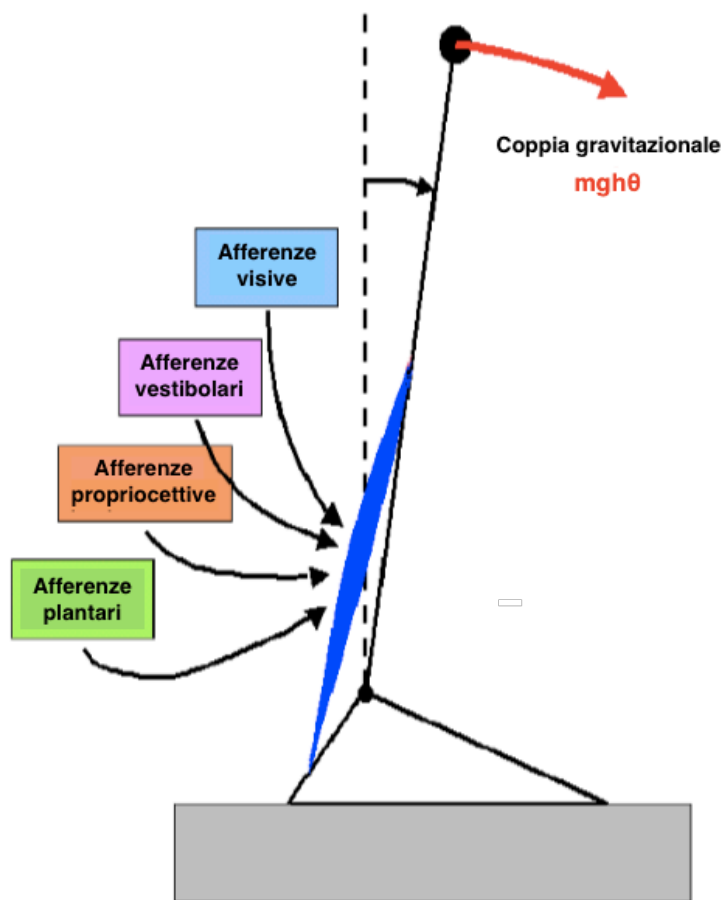


Figura 9- Meccanismo di controllo a feedback.^[7]

2.4.3 Controllo a feedforward

In questo caso le informazioni sensoriali vengono inviate ad un centro neurale, ovvero un modello interno della biomeccanica e della fisica del mondo esterno, e non al sistema neuromotorio. (figura 10).

È un meccanismo anticipatorio, in quanto le azioni muscolari vengono generate in anticipo rispetto agli eventi, prevedendo gli effetti supposti. La predizione è efficace solo nel caso di corretta previsione dei disturbi e di apprendimento della loro dinamica. Questo tipo di controllo dipende infatti dai meccanismi di apprendimento e si adegua alle condizioni ambientali.

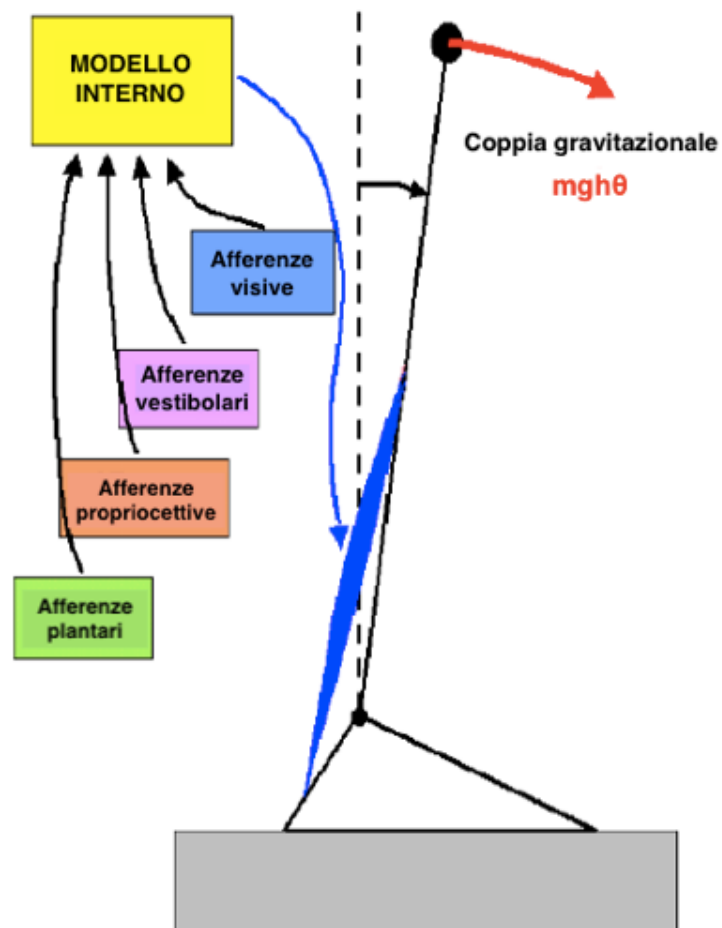


Figura 10- Meccanismo di controllo a feedforward.^[7]

2.5 Strategie posturali

Per mantenere la postura eretta e contrastare la forza di gravità, che tende a far cadere il corpo umano, bisogna garantire che la forza risultante dovuta alla gravità e quella relativa alla reazione vincolare del terreno vengano applicate rispettivamente al CoG e al CoP. Quando queste due forze risultanti, uguali in modulo ed opposte in verso, sono allineate sull'asse della verticale del soggetto, allora si è in condizioni di equilibrio. Esistono infatti due possibili livelli di intervento:

- *strategia d'anca*, agisce sul CoG implicandone la relativa mobilizzazione;
- *strategia di caviglia*, agisce sul CoP implicandone la relativa mobilizzazione.

In questo modo è possibile ottenere una verticale ottimale, assicurando che il baricentro del soggetto cada all'interno della base di appoggio.

2.5.1 Strategia d'anca

Supponendo che il CoP sia fermo e ridotto ad un punto, l'allineamento del CoP con il CoG avviene in modo geometrico, cioè andando a modificare la geometria del corpo. In particolare, tutti i segmenti corporei (braccia, tronco, anche, gambe e ginocchia) vengono spostati in modo opportuno e coordinato fino a quando il CoG risulti il più possibile allineato al CoP (figura 11). In questo modo il soggetto sarà in grado di controllare direttamente il CoM mediante una flessione-estensione dell'anca, riuscendo quindi a spostare il CoM nella direzione antero-posteriore.

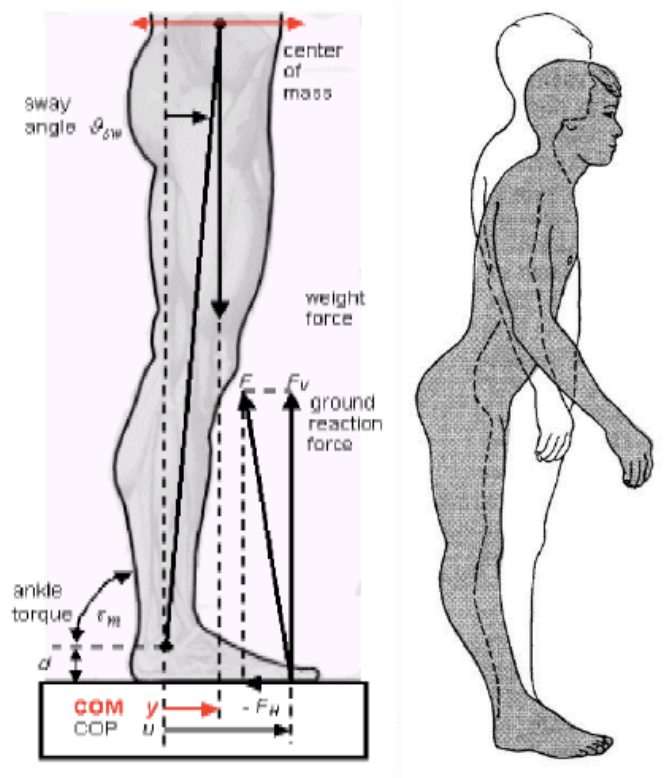


Figura 11- Strategia d'anca.^[7]

È evidente che, per spostare ed aggiustare i vari segmenti corporei, il dispendio energetico richiesto è elevato; il disequilibrio deve essere infatti percepito velocemente in modo da recuperare, in un tempo breve, il tipico assetto della postura.

Questa strategia viene utilizzata in presenza di ampie ed improvvise perturbazioni dell'equilibrio ed è una strategia che richiede numerosi gradi di libertà del modello biomeccanico.

2.5.2 Strategia di caviglia

In questo caso il corpo è considerato rigido e indeformabile, poiché la strategia del CoG è inattiva. Per raggiungere l'equilibrio, quando il CoG supera la verticale del CoP, quest'ultimo deve andare oltre la verticale del CoG in modo da creare una coppia di richiamo, generata dall'attivazione dei muscoli plantaflessori e dorsiflessori della caviglia. Il soggetto quindi, mediante la modulazione della coppia muscolare all'articolazione della caviglia, sarà in grado di inseguire lo spostamento fisiologico del CoM, controllando dunque la posizione del CoP. Questa strategia (figura 12) viene utilizzata in presenza di piccole e moderate perturbazioni dell'equilibrio e necessita di un dispendio energetico basso, in quanto lo sforzo muscolare è ridotto.

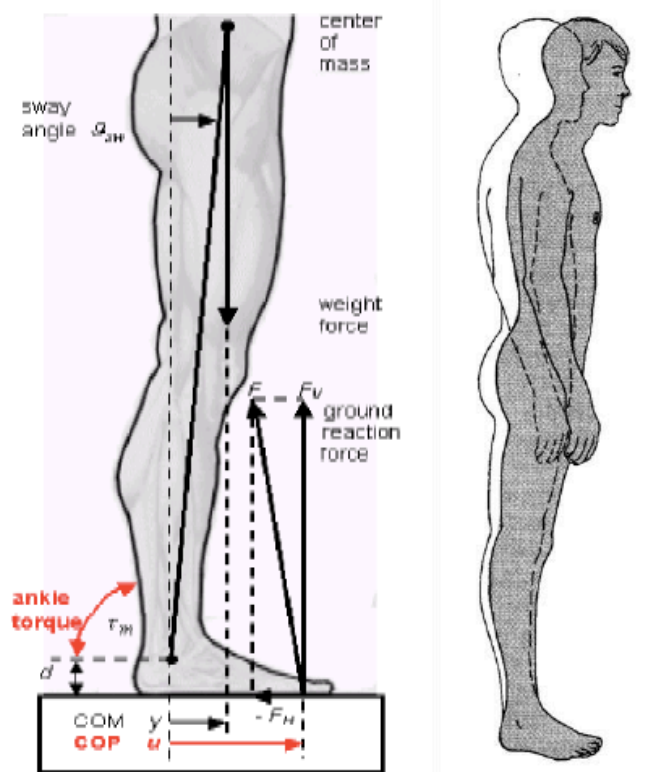


Figura 12- Strategia di caviglia.^[7]

Capitolo 3

Materiali e metodi

3 Implementazione dell'interfaccia per il training del controllo posturale

È stata sviluppata un'interfaccia per il training del controllo della postura mediante l'ambiente di sviluppo Matlab & Simulink; tale interfaccia è basata sul controllo di un pendolo inverso virtuale attraverso il segnale EMG. L'input del modello è infatti costituito dal segnale EMG, opportunamente elaborato in modo da avere in ingresso un valore ottenuto combinando i segnali EMG prelevati sui muscoli flessori plantari dell'articolazione della caviglia, quali gastrocnemio e soleo rispettivamente della gamba destra e sinistra del soggetto; l'output fornisce invece il CoM, che viene in seguito presentato al soggetto mediante feedback visivo.

Per la sua implementazione sono previsti i seguenti passaggi:

- sviluppo del modello di pendolo inverso specifico per il soggetto;
- funzione di trasferimento per la conversione EMG-coppia;
- fase di ottimizzazione per il calcolo dei parametri della funzione di trasferimento;
- visualizzazione del CoM del pendolo virtuale al soggetto mediante feedback visivo.

L'interfaccia così ottenuta è mostrata in figura 13:

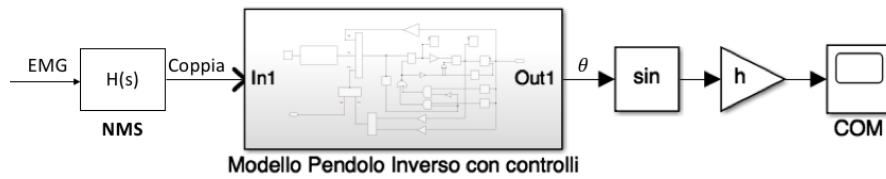


Figura 13- Interfaccia per il training del controllo posturale. Partendo dalla sinistra: blocco neuromuscolare (NMS), modello del pendolo inverso, visualizzazione del CoM ($CoM = h \sin \theta$).

3.1 Modello di pendolo inverso

La biomeccanica del corpo umano viene rappresentata da una catena multi-segmentata: nel caso di postura eretta in quiete, è possibile semplificare tale catena in un pendolo inverso semplice incernierato alla caviglia (figura 14) ad un grado di libertà sul piano sagittale (Gage et al. 2004). Con tale approssimazione è possibile studiare il processo di stabilizzazione antigravitaria mediante il confronto tra i momenti articolari dovuti alle componenti gravito-inerziali e di contatto.

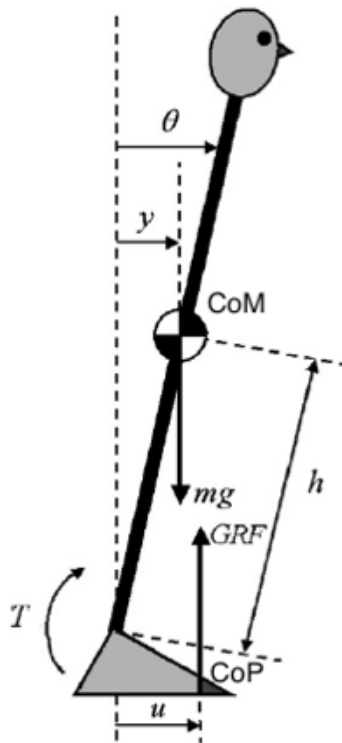


Figura 14- Pendolo inverso nella direzione antero-posteriore (AP) : y è la posizione del CoM rispetto la caviglia, u è la posizione del CoP rispetto la caviglia, θ è l'angolo di oscillazione, h è la distanza caviglia-CoM, mg è la forza peso, GRF è la forza di reazione al terreno. ^[6]

L'equazione del moto del pendolo inverso è:

$$I\ddot{\theta} = mh^2 k_s \ddot{\theta} = T_g + T \quad [1]$$

$$I\ddot{\theta} = mh^2 k_s \ddot{\theta} = mgh\theta + T \quad [2]$$

dove

$I = \frac{4h^2 m}{3}$ è il momento di inerzia rispetto all'articolazione della caviglia;

$T_g = mgh \sin\theta \approx mgh\theta$ è la coppia di caduta gravitazionale, dove per piccole oscillazioni $\sin\theta \approx \theta$;

m è la massa del corpo (esclusi i piedi);

h è l'altezza del pendolo, valutata considerando la distanza dal malleolo al trocantere;

k_s è il fattore di forma, che dipende dalla distribuzione della massa del corpo, ed è pari a $\frac{4}{3}$ (Morasso et al. 1999), considerando la massa distribuita in modo uniforme lungo una barra sottile;

g è l'accelerazione angolare;

T è la coppia totale agente sulla caviglia.

Considerando la sola pianta e ponendo $T = 0$, si ottiene la seguente equazione:

$$I\ddot{\theta} = mh^2 k_s \ddot{\theta} = mgh\theta \quad [3]$$

la cui soluzione è la seguente

$$\theta(t) = A e^{pt} \quad [4]$$

Sostituendo l'angolo θ e l'accelerazione $\ddot{\theta}$ in [3], si ottiene

$$mh^2 k_s A p^2 e^{pt} = mgh A e^{pt} \quad [5]$$

$$h k_s p^2 = g \quad [6]$$

$$p = \pm \sqrt{\frac{g}{h k_s}} \quad [7]$$

Quindi,

$$\theta(t) = A_1 e^{\sqrt{\frac{g}{hk_s}} t} + A_2 e^{-\sqrt{\frac{g}{hk_s}} t} \quad [8]$$

Come si evince dall'equazione [7], la pianta del pendolo inverso è caratterizzata da due poli reali, uno positivo e uno negativo. L'origine dell'instabilità è dovuta al polo positivo, il cui inverso corrisponde alla costante di tempo di caduta τ pari a:

$$\tau = \frac{1}{p} = \sqrt{\frac{hk_s}{g}} \quad [9]$$

Ciò significa che l'intervallo di caduta non dipende dalla massa, ma aumenta con la radice quadrata dell'altezza del pendolo; maggiore è l'altezza h , maggiore è il tempo di caduta.

Trattandosi di un sistema ad anello aperto, la stabilità può essere valutata analizzando i poli. In figura 15 è possibile osservare come nel caso della sola pianta, i poli sono localizzati sull'asse reale e hanno parte immaginaria nulla. Il sistema è quindi instabile per via del polo sul semipiano positivo.

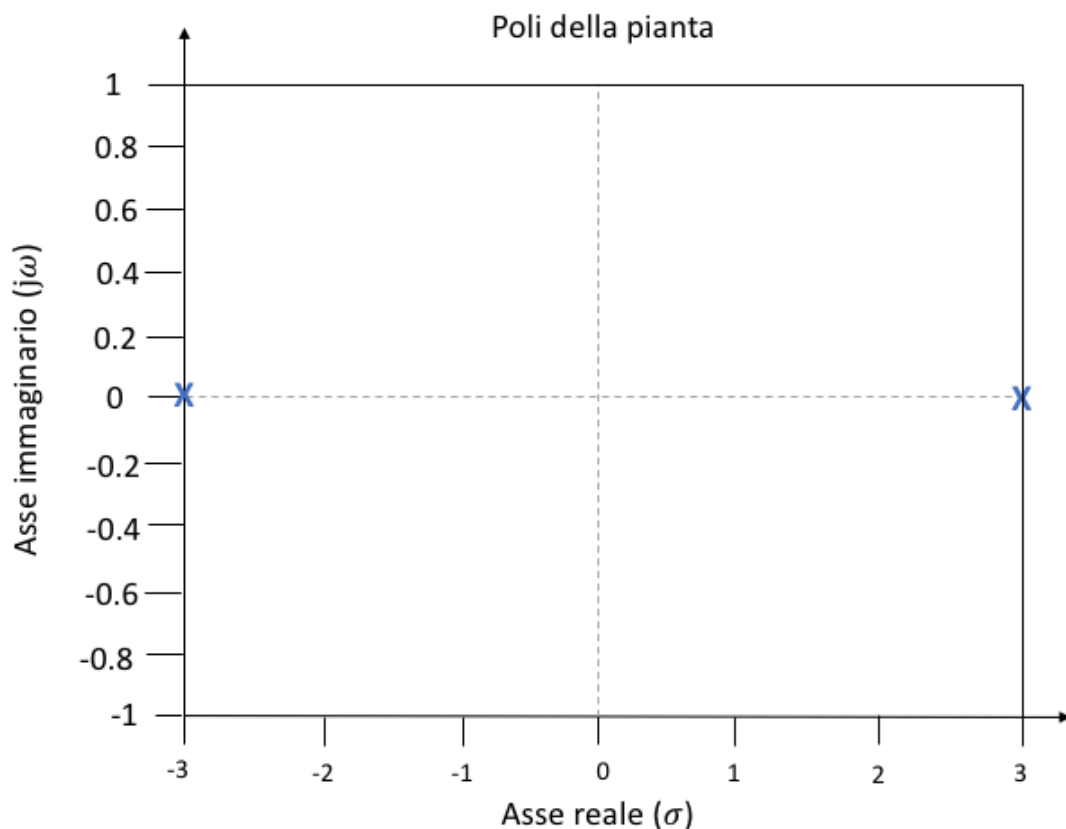


Figura 15- In blu sono rappresentati i poli relativi alla pianta.

Essendo quindi il sistema instabile, per $T = 0$ il corpo tenderà a cadere. Dalla letteratura (Winter et al. 1998) si evince come la coppia passiva $T = K_p\theta + B\dot{\theta}$ dovuta ai tessuti, quali tendini, legamenti, muscoli, si oppone passivamente alla gravità, poiché in assenza di attivazione muscolare. Tale coppia ha una componente di rigidità K_p proporzionale all'angolo e una componente di smorzamento B proporzionale alla velocità e queste componenti devono essere sufficientemente grandi da frenare la caduta del corpo; in particolare K_p deve essere maggiore di mgh in modo da eliminare il polo positivo che induce all'instabilità del sistema. È stato dimostrato da Loram & Lakie 2002 che la rigidità K_p non è sufficientemente grande da stabilizzare il sistema.

Sono stati quindi analizzati i poli del sistema ottenuto considerando la pianta in presenza della coppia passiva T . Mediante la combinazione di due diversi valori di rigidità K_p , è possibile analizzare due condizioni: la prima considerando un valore di K_p pari al 65% mgh e la seconda considerando un valore di K_p pari al 91% mgh (paragrafo 3.1.1).

I poli del sistema sono presentati in figura 16:

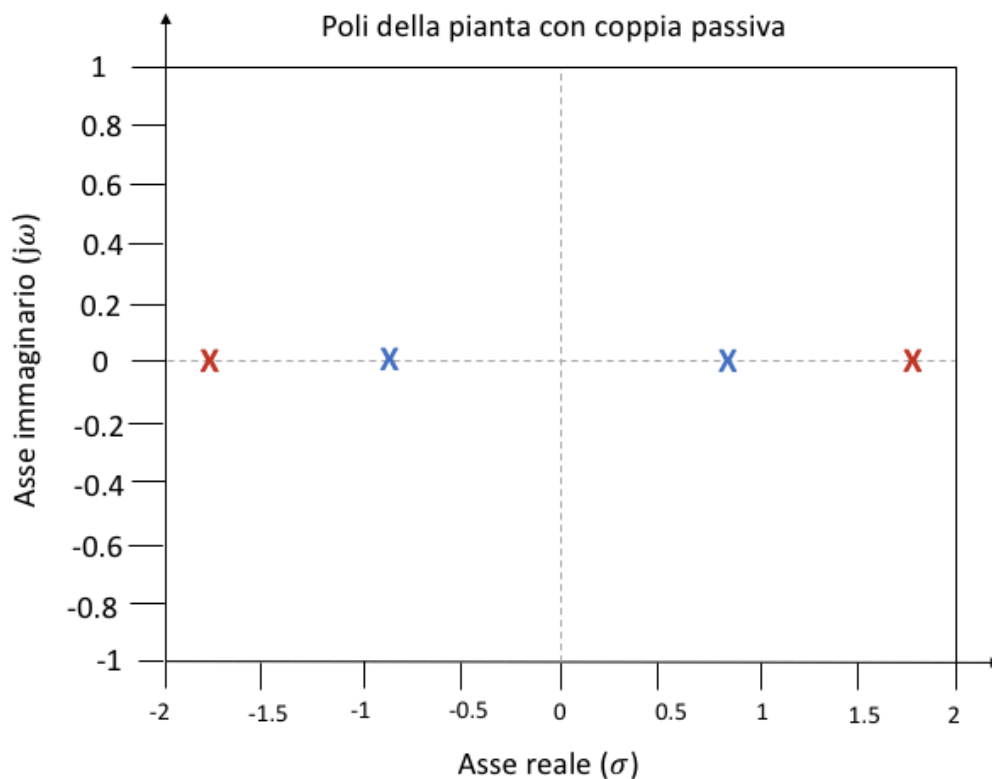


Figura 16- Rappresentazione dei poli considerando la pianta e la coppia passiva T .

In rosso: poli con $K_p = 65\% mgh$, in blu: poli con $K_p = 91\% mgh$.

Anche in questo caso è possibile notare come il sistema sia instabile perché i poli, pur avvicinandosi verso l'asse immaginario in base ai valori di K_p , restano sempre sull'asse reale.

In figura 17 sono mostrate le rispettive risposte nel tempo:

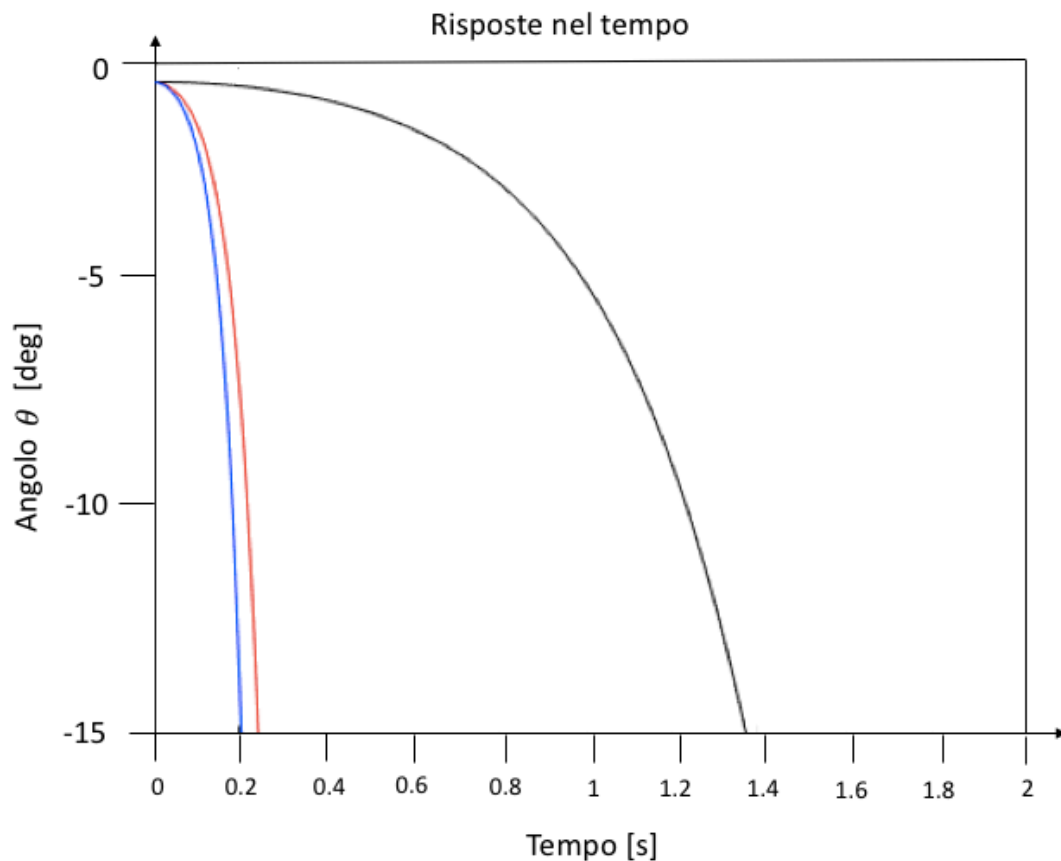


Figura 17- Risposte nel tempo ottenute considerando velocità $\dot{\theta}$ nulla e angolo $\theta = -0,5^\circ$.

In nero: risposta nel tempo della pianta, in rosso: risposta nel tempo con $K_p=65\%$ mgh,

in blu: risposta nel tempo con $K_p=91\%$ mgh.

In figura 17 si osservano valori di angolo negativi, poiché, in base al sistema di riferimento della figura 14, un angolo negativo (senso orario) induce il corpo a cadere in avanti; viceversa, per valori di angoli positivi (senso antiorario) il corpo cade indietro.

Se il grafico della risposta nel tempo fosse stabile nel tempo, l'angolo θ dovrebbe convergere verso un certo valore; in figura invece si nota come l'angolo diverga verso un valore, quindi ciò dimostra instabilità, come è stato precedentemente confermato dal grafico relativo al polo che si trova nel semipiano positivo (figura 15 e figura 16).

Si può quindi osservare come il corpo cada dopo un certo istante di tempo, definito dalla costante di tempo τ [9], in quanto l'angolo diverge e si allontana dalla posizione di equilibrio, che è zero.

Il sistema della pianta, che è instabile, modificato con il contributo di rigidità K_p , continua ad essere ancora instabile perché il valore di K_p , che è inferiore al valore di mgh , non è grande abbastanza da fare sparire il polo del semipiano positivo, che porta all'instabilità. Ciò dimostra come mantenersi in piede richieda una coppia attiva che proviene dalla contrazione muscolare; per questo motivo l'interfaccia per il training del controllo posturale è stata modificata aggiungendo il contributo della coppia T_a scaturita dall'attività dei muscoli flessori plantari (paragrafo 3.1.1)

3.1.1 Implementazione del modello di pendolo inverso virtuale in ambiente Simulink

Analizzando l'equazione [2], la coppia T è suddivisa in due componenti: la coppia muscolare alla caviglia T_m e la coppia di rumore T_n generata dai disturbi, quali la respirazione e l'emodinamica (Bottaro et al. 2008), quindi:

$$I\ddot{\theta} = mgh\theta + (T_m + T_n) \quad [10]$$

La coppia T_m è pari alla somma tra la coppia muscolare passiva T_p e la coppia muscolare attiva T_a , le cui componenti sono il risultato della modulazione dell'attività muscolare mediante l'attività neurale svolta dal sistema sensoriale e motorio. Dalla letteratura si evince come l'impiego delle sole componenti passive sia insufficiente a fornire la coppia correttiva richiesta (Casadio et al. 2005; Loram and Lakie 2002; Morasso and Sanguineti 2002); inoltre, dato che la postura eretta in quiete può anche essere perturbata stimolando i vari sistemi sensoriali (Fitzpatrick and McCloskey 1994; Fitzpatrick et al. 1992a,b, 1994, 1996), per contribuire alla generazione della coppia correttiva, necessaria per contrastare la forza di gravità, bisogna tenere in considerazione anche il meccanismo di controllo attivo.

Di conseguenza:

$$T_m + T_n = T_p + T_a + T_n \quad [11]$$

dove

$T_p = K_p\theta + B\dot{\theta}$ è la coppia passiva, le cui componenti sono il risultato delle proprietà meccaniche intrinseche, ossia rigidità e viscosità dei muscoli e dei tessuti circostanti. La componente meccanica dei muscoli della caviglia è quindi caratterizzata dal coefficiente di rigidità K_p e dal coefficiente di viscosità B ;

T_n è la coppia di rumore ed è una componente stocastica modellizzata mediante un rumore bianco a banda limitata usato in combinazione con un filtro passa basso del primo ordine $\frac{1}{1+\tau s}$ (dove s è la variabile di Laplace). I valori testati per il rumore sono presi dalla letteratura, utilizzando un tempo di campionamento pari a 0.4s (Loram et al. 2001), una potenza di rumore scelta in modo da avere un valore di RMS pari a 0.2Nm e un τ pari a 0.04s (Bottaro et al. 2008);

T_a è la coppia alla caviglia stimata mediante la funzione di trasferimento descritta nel paragrafo 3.2.

L'equazione finale così ottenuta risulta essere la seguente:

$$I\ddot{\theta} = mgh\theta + T_n - (K_p\theta + B\dot{\theta} + T_a) \quad [12]$$

Per risolvere l'equazione differenziale del secondo ordine è stato utilizzato l'ambiente di sviluppo *Simulink*, ottenendo il seguente modello (figura 18):

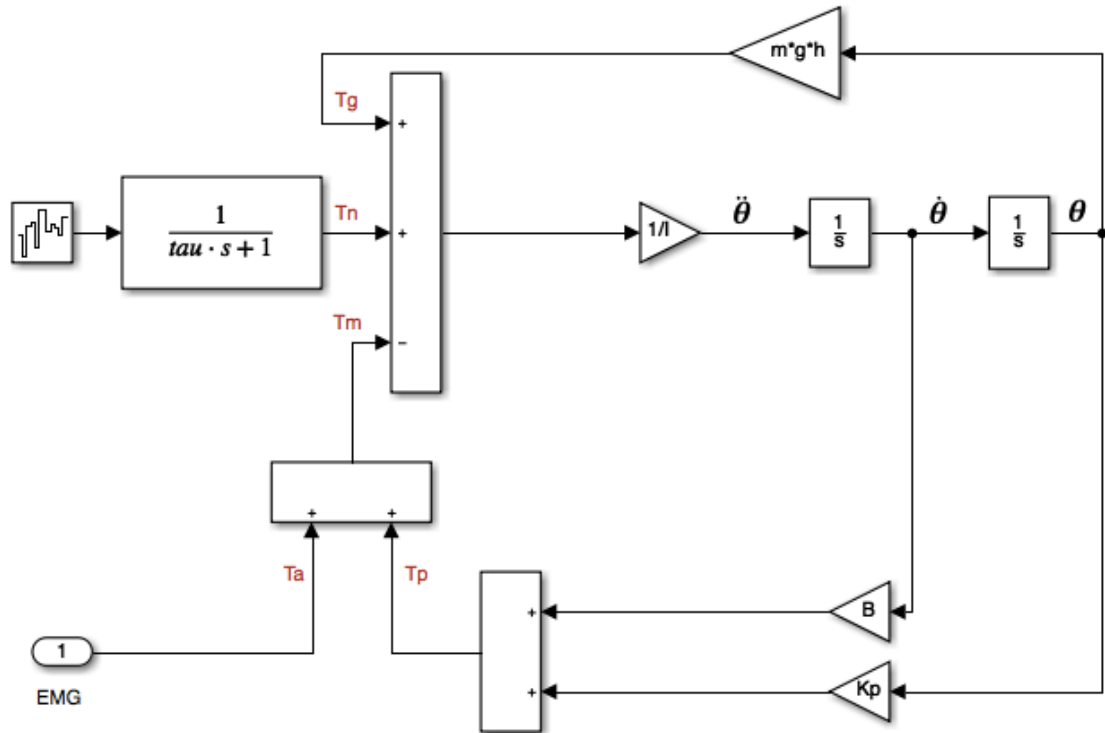


Figura 18- Modello del pendolo inverso: T_g è la coppia gravitazionale, T_n è la coppia di rumore, T_m è la coppia muscolare, T_a è la coppia attiva, T_p è la coppia passiva, B è il coefficiente di viscosità, K_p è il coefficiente di rigidezza, l è il momento di inerzia rispetto alla caviglia, θ è l'angolo di oscillazione, $\dot{\theta}$ è la velocità, $\ddot{\theta}$ è l'accelerazione.

Per il parametro B sono stati testati valori riscontrati in la letteratura pari a 0 e 5 Nms/rad (Masani et al. 2008) e 3.71 Nms/rad (Bottaro et al. 2008); tra i parametri testati nell'intervallo compreso tra 0 e 5, è stato scelto un valore di $B=1Nms/rad$.

Per quanto riguarda i parametri relativi alla rigidezza e alla viscosità della caviglia, sono stati valutati i rispettivi cambiamenti mediante la variazione dei valori di K_p e di B ; i valori testati sono stati riscontrati in letteratura ed in particolare per K_p è stato considerato il 65% della load stiffness (mgh), ossia la coppia di caduta gravitazionale per unità di angolo, (Casadio et al, 2005) e il 91% della load stiffness (Loram & Lakie, 2002). I due valori presentati in letteratura sono molto diversi, poiché sono stati stimati con diversi metodi. Nello studio di Loram & Lakie 2002, la stima della rigidezza

è correlata al range fisiologico delle oscillazioni del corpo, infatti per la prova sono state utilizzate delle perturbazioni lente, piccole e bifasiche. Nello studio di Casadio et al. 2005, sono stati analizzati gli spostamenti del CoP provenienti dalla piattaforma di forza; i segnali del CoP sono caratterizzati sia da basse frequenze (inferiori a 1Hz), con componenti ad ampiezza elevata, sia da alte frequenze (fino ai 5Hz), con componenti ad ampiezza bassa. Le componenti al di sotto di 1Hz hanno un'ampiezza corrispondente alla rotazione del corpo di 1° , le componenti al di sopra dei 5Hz presentato invece un'ampiezza della rotazione del corpo di 0.055° . Il valore di stiffness stimata da Loram & Lakie 2002, pari al 91% mgh, rappresenta il limite superiore; ad esso viene integrato il limite inferiore, stimato quindi da Casadio et al. 2005, pari al 65% mgh e legato alle componenti di elevata ampiezza dei movimenti relativi alle oscillazioni. Infatti, nello studio di Casadio et al. 2005, le prove vengono eseguite utilizzando delle perturbazioni con ampiezza pari a 0.5° - 1° .

Si può quindi osservare come all'aumentare delle perturbazioni il valore di rigidezza diminuisca: ciò è dovuto al fatto che le perturbazioni con ampiezze elevate destabilizzano il pattern di oscillazione e vincolano i soggetti ad utilizzare diverse azioni di emergenza per il ripristino dell'equilibrio (Casadio et al. 2005). Sebbene i disturbi siano abbastanza veloci da evocare l'attivazione dei riflessi a breve latenza dai muscoli, che si verifica alla fine dei disturbi, la sua influenza sulla rigidezza è minima. Bisogna inoltre evidenziare come, a differenza dello studio di Casadio et al. 2005, la rigidezza considerata nello studio di Loram & Lakie 2002 comprende anche la deformazione del piede, quindi si tratta di una rigidezza non lineare che riflette principalmente l'elemento elastico in serie dei flessori plantari; infatti, come per i resistori in parallelo conta l'elemento più piccolo, meccanicamente anche per le molle in serie, cioè la rigidezza, conta quello più piccolo, che in Loram & Lakie è il piede.

I due valori di rigidezza trovati in letteratura non sono contrastanti tra di loro, ma sono l'uno il complementare dell'altro, poiché rappresentando sia il limite superiore che quello inferiore dei valori di rigidezza, si riesce ad avere un quadro completo del ruolo delle proprietà meccaniche dei muscoli durante la stabilizzazione della postura eretta; per tale motivo, per lo studio di questa tesi sono stati analizzati i due valori di rigidezza.

3.1.2 Aggiunta di controlli per l'implementazione dell'interfaccia

Per approssimare le oscillazioni tipiche della stazione eretta a riposo, l'angolo del pendolo (figura 19) è stato limitato tra gli 0.5° e 5.5° dalla verticale (Loram et al. 2001), quindi nel blocco *Integrator* relativo all'angolo θ , è stato imposto come limite inferiore di saturazione il valore di 0.5° e come limite superiore di saturazione il valore di 5.5° . Per la velocità $\dot{\theta}$ è stata utilizzata la condizione iniziale di $\dot{\theta} = 0$; nel blocco *Integrator* relativo alla velocità è stato imposto un reset esterno sul livello, poiché superati i limiti di saturazione è necessario resettare la velocità e l'accelerazione, poiché, essendo il pendolo fermo, l'angolo è costante e le sue derivate devono essere nulle.

Sono stati inoltre inseriti dei controlli tramite gli operatori logici AND, NAND e NOT, e mediante tre blocchi Relay, ciascuno capace di presentare come output il valore "on" o "off" specificato confrontando l'input con le soglie impostate:

- *Relay T*, relativo alla sommatoria delle coppie: $\sum T = T_g + T_n - T_m$.
Se $\sum T \geq 0$, output "on" sarà 1; se $\sum T < 0$, output "off" sarà 0;
- *Relay low*, relativo al limite inferiore dell'angolo di oscillazione.
Se $\theta \geq 0.5^\circ$, output "on" sarà 0; se $\theta < 0.5^\circ$, output "off" sarà 1;
- *Relay up*, relativo al limite superiore dell'angolo di oscillazione.
Se $\theta \geq 5.5^\circ$, output "on" sarà 1; se $\theta < 5.5^\circ$, output "off" sarà 0.

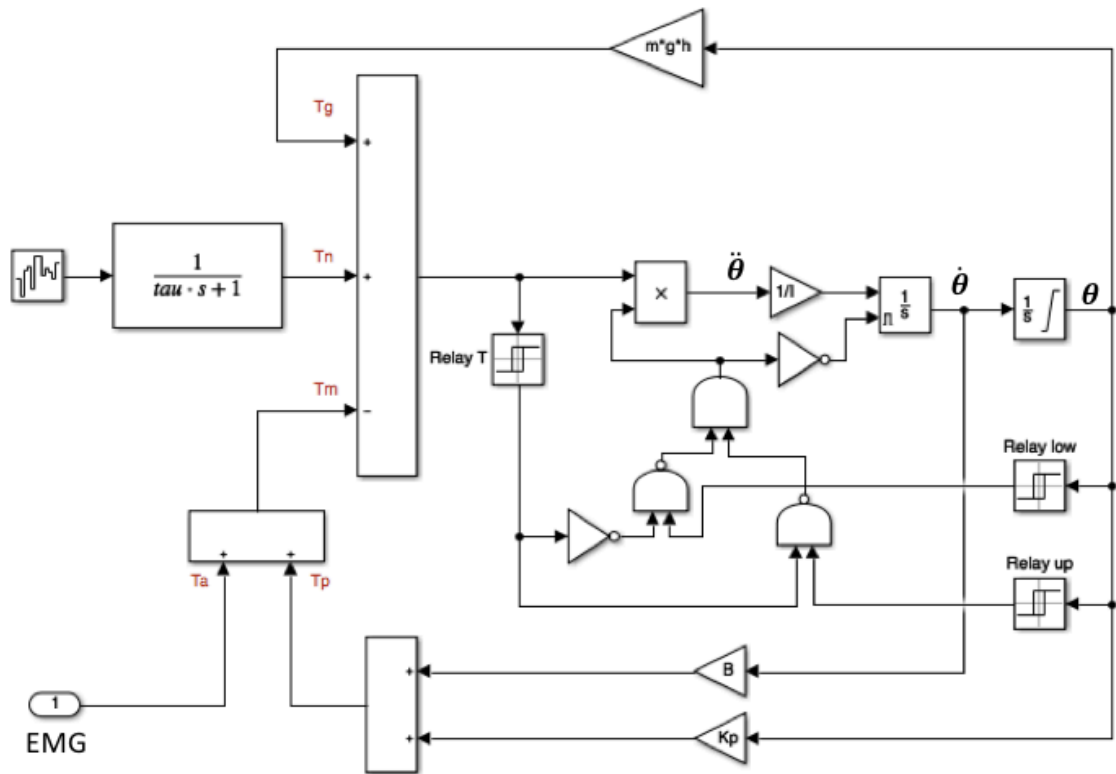


Figura 19- Modello pendolo inverso con controlli.

È stato così possibile analizzare i seguenti casi:

1) $0.5^\circ < \theta < 5.5^\circ$:

$$\begin{aligned} I\ddot{\theta} &= T_g + T_n - T_m = mgh\theta + T_n - (T_a + T_p) = \\ &= mgh\theta + T_n - (T_a + B\dot{\theta} + K_p\theta) \end{aligned}$$

2) $\theta \leq 0.5^\circ$:

finché $\theta \leq 0.5^\circ$ e $\sum T < 0$, allora $\ddot{\theta} = 0$ e $\dot{\theta} = 0$.

La condizione di uscita dalla saturazione si verificherà quando $\sum T \geq 0$;

3) $\theta \geq 5.5^\circ$:

finché $\theta \geq 5.5^\circ$ e $\sum T \geq 0$, allora $\ddot{\theta} = 0$ e $\dot{\theta} = 0$.

La condizione di uscita dalla saturazione si verificherà quando $\sum T < 0$;

Nei casi 2) e 3) è quindi necessario resettare sia la velocità che l'accelerazione, in modo da uscire dalla condizione di saturazione.

3.2 Funzione di trasferimento EMG-coppia

Come analizzato nel paragrafo 3.1, il sistema del pendolo inverso risulta essere instabile nonostante l'aggiunta della coppia passiva T_p . È quindi necessario inserire nel modello un blocco neuromuscolare (NMS) per stabilizzare il sistema in modo da generare in uscita la coppia attiva alla caviglia, prendendo come ingresso il segnale EMG.

Per identificare sperimentalmente il processo di generazione di tale coppia durante la stazione eretta, è stata utilizzata la funzione di trasferimento $H(s)$ (figura 20):

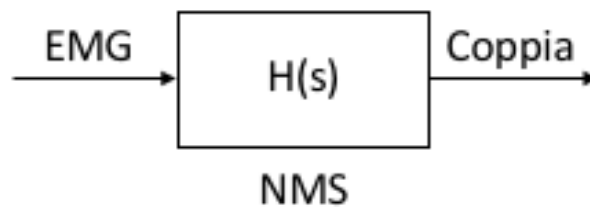


Figura 20- Blocco neuromuscolare: EMG in ingresso, Coppia in uscita.^[9]

Utilizzando come ingresso il segnale EMG e come uscita la coppia alla caviglia, sono stati trovati i parametri relativi ad un sistema criticamente smorzato del secondo ordine (Fuglevand et Winter 1993; Stein et al. 1972), che sembrerebbe descrivere bene la funzione di trasferimento tra eccitazione muscolare e forza. In questo modo, è possibile quindi descrivere la dinamica del processo di generazione della coppia alla caviglia.

In particolare, per la modellizzazione della funzione di trasferimento necessaria per convertire il segnale EMG in coppia alla caviglia è stato seguito il lavoro di Masani et al. 2008. Da un punto di vista fisiologico, le dinamiche del secondo ordine rappresentano le dinamiche chimiche dovute alla variazione della concentrazione di calcio nella fibra muscolare e le dinamiche meccaniche dovute all'azione del filamento scorrevole (Bobet et al. 1998; Zajac 1989).

La funzione di trasferimento teorica $H(s)$ risulta essere la seguente:

$$H(s)_{teorica} = \frac{G w_n^2}{(s + w_n)^2} \quad [13]$$

dove

G è il guadagno, che dipende dalla posizione degli elettrodi e dall'impedenza tra gli elettrodi e la pelle, pertanto oltre a variare tra diversi soggetti, varia anche per uno stesso soggetto;

w_n è la frequenza naturale del sistema del secondo ordine;

T è il tempo di contrazione massimale (*twitch contraction time*), che rappresenta l'intervallo di tempo dal momento in cui uno stimolo arriva al muscolo al momento in cui la forza generata raggiunge il suo picco (figura 21):

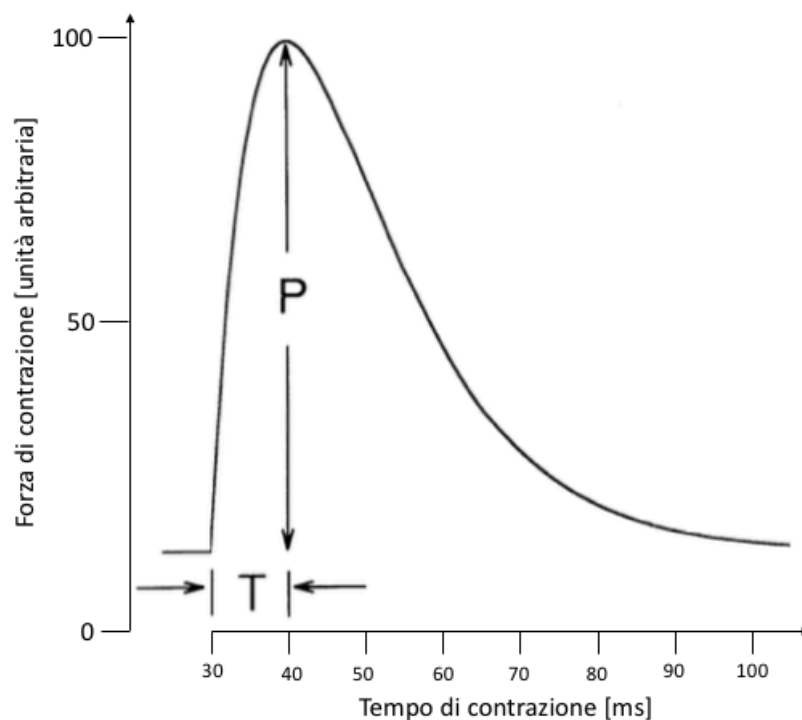


Figura 21- Tempo di contrazione in ascissa, ampiezza della forza di contrazione in ordinata. [8]

Le caratteristiche dinamiche dell'equazione [13] sono determinate dalla frequenza naturale, che è equivalente all'inverso del tempo di contrazione massimale del muscolo ($w_n = 1/2\pi T$) (Fuglevand et Winter 1993; Winter 2005). Poiché il ritardo introdotto dal sistema NMS è dovuto alle dinamiche chimiche e meccaniche dei muscoli e delle articolazioni, si ritiene che il tempo T dipenda sia dalle proprietà della

fibra muscolare coinvolte nel compito motorio, sia dall'articolazione della caviglia e dalla condizione del piede. Per questo motivo, il blocco NMS è stato identificato sotto la condizione di postura eretta in quiete e sia w_n che T rappresentano in modo equivalente le caratteristiche di tale blocco. La dinamica del sistema del secondo ordine induce un ritardo di fase in funzione della frequenza ed esso è crescente in modo monotono; di conseguenza, maggiore è la frequenza, maggiore è il ritardo di fase. Considerando infatti che l'oscillazione spontanea del corpo durante la stazione eretta in quiete è uno dei movimenti più lenti al di sotto di 1Hz e che il corrispondente comando motorio deve includere componenti altrettanto lente, anche il ritardo di fase introdotto dal processo di generazione della coppia NMS deve essere piccolo. Dato che le componenti a bassa frequenza hanno un periodo più lungo, il piccolo ritardo di fase delle componenti a bassa frequenza potrebbe avere un grande effetto di ritardo assoluto, ossia il ritardo di tempo effettivo (Masani et al. 2008).

Le variabili G e w_n della funzione di trasferimento sono state calcolate mediante un processo di ottimizzazione (paragrafo 3.3) e sono specifiche per la condizione di prova effettuata per il singolo soggetto.

Per l'implementazione e il test del modello di pendolo inverso virtuale è stato utilizzato un set di segnali elettromiografici e della pedana di forza appartenenti al protocollo sperimentale implementato dalla collega Fabiola Agnello^[22]. I risultati di seguito riportati sono stati ottenuti tramite l'elaborazione dei segnali di un singolo soggetto per una specifica prova.

L'ingresso della funzione di trasferimento è stato ottenuto mediante i seguenti passaggi:

- prelievo dei segnali EMG di superficie mediante sistema di acquisizione *DuePro* (paragrafo 3.6);

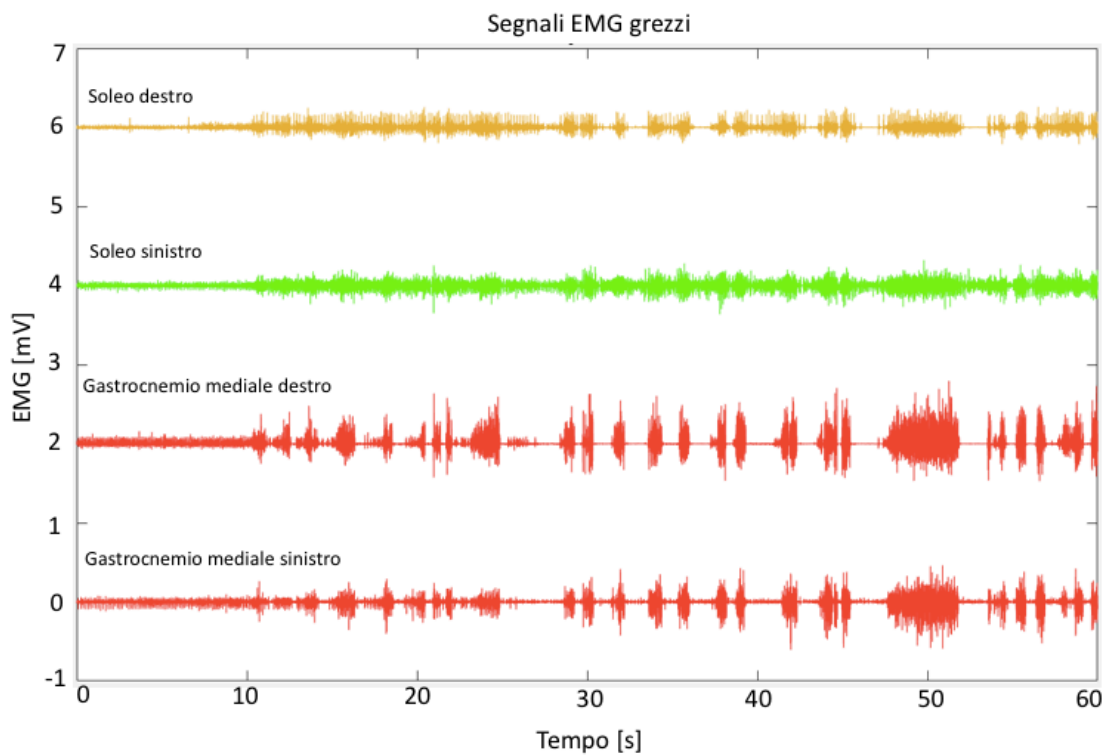


Figura 22- Segnali EMG grezzi nel tempo e distanziati di un offset pari a 2mV. Dal basso verso l'alto: gastrocnemio mediale della gamba sinistra, gastrocnemio mediale della gamba destra, soleo della gamba sinistra, soleo della gamba destra.

- rettifica dei segnali EMG;

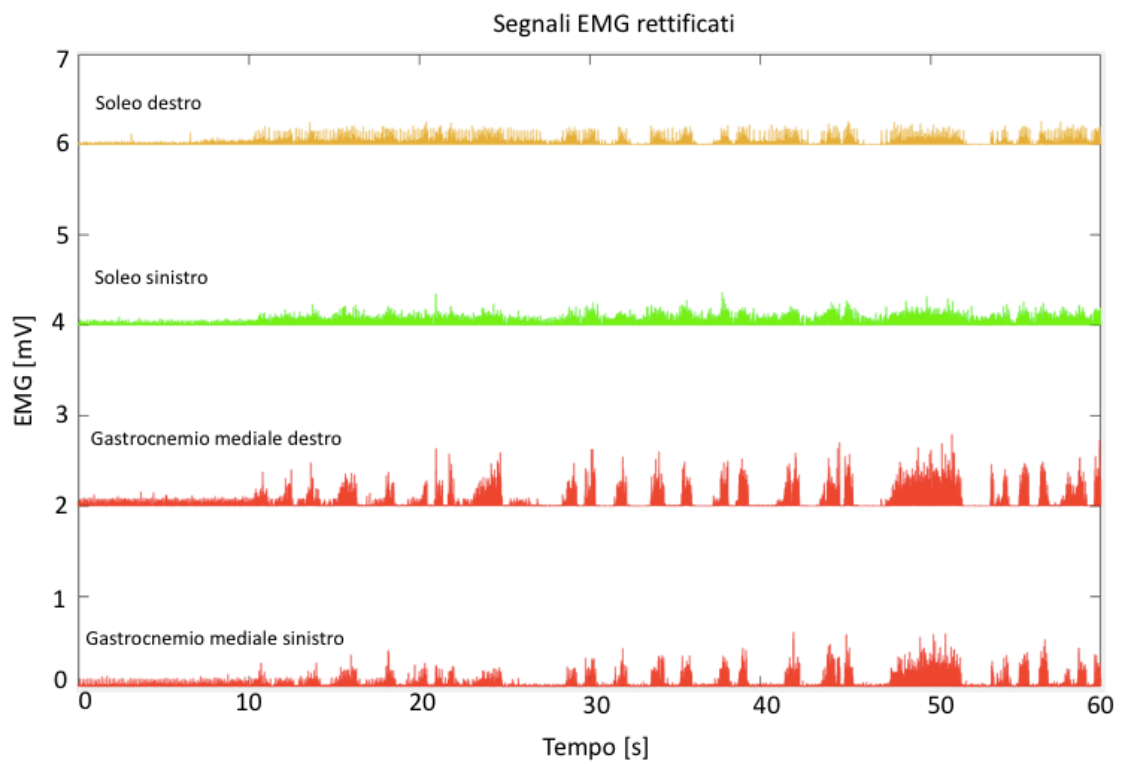


Figura 23- Segnali EMG rettificati e distanziati di un offset pari a 2mV. Dal basso verso l'alto: gastrocnemio mediale della gamba sinistra, gastrocnemio mediale della gamba destra, soleo della gamba sinistra, soleo della gamba destra.

- calcolo della media dei segnali EMG rettificati;

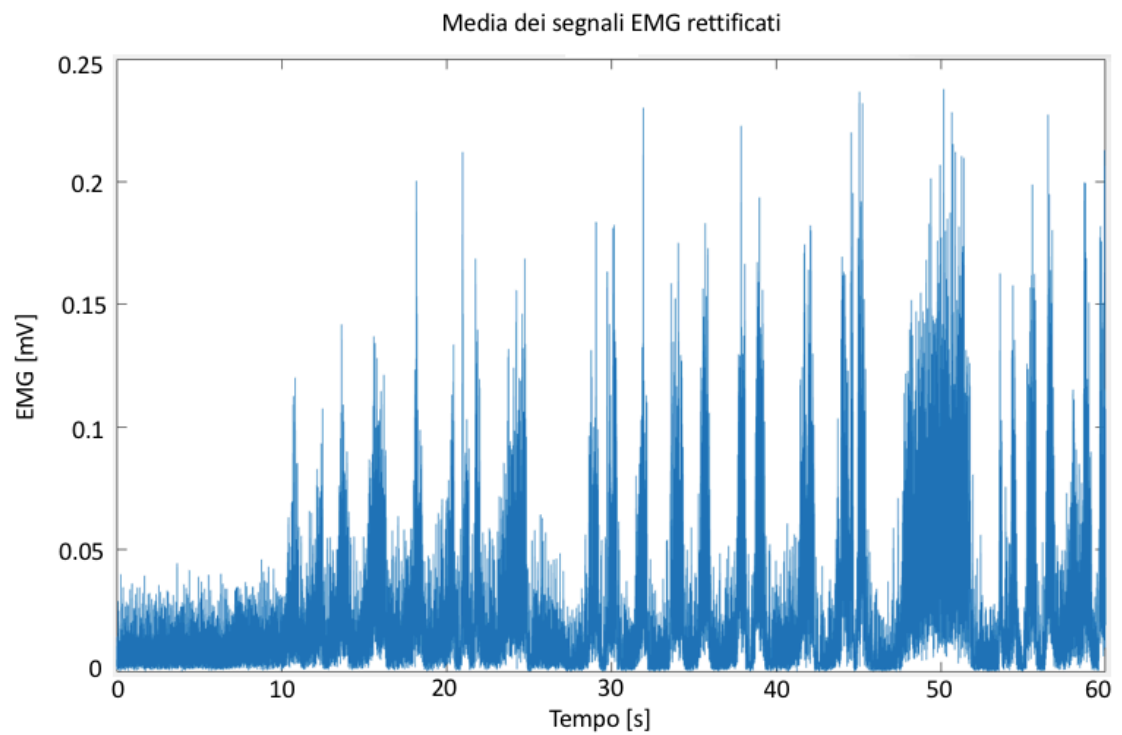


Figura 24- Segnale EMG ottenuto come media degli EMG del gastrocnemio mediale della gamba sinistra, del gastrocnemio mediale della gamba destra, del soleo della gamba sinistra, del soleo della gamba destra.

- filtraggio passa-banda della media dei segnali mediante filtro di *Butterworth* del quarto ordine (10Hz-400Hz);

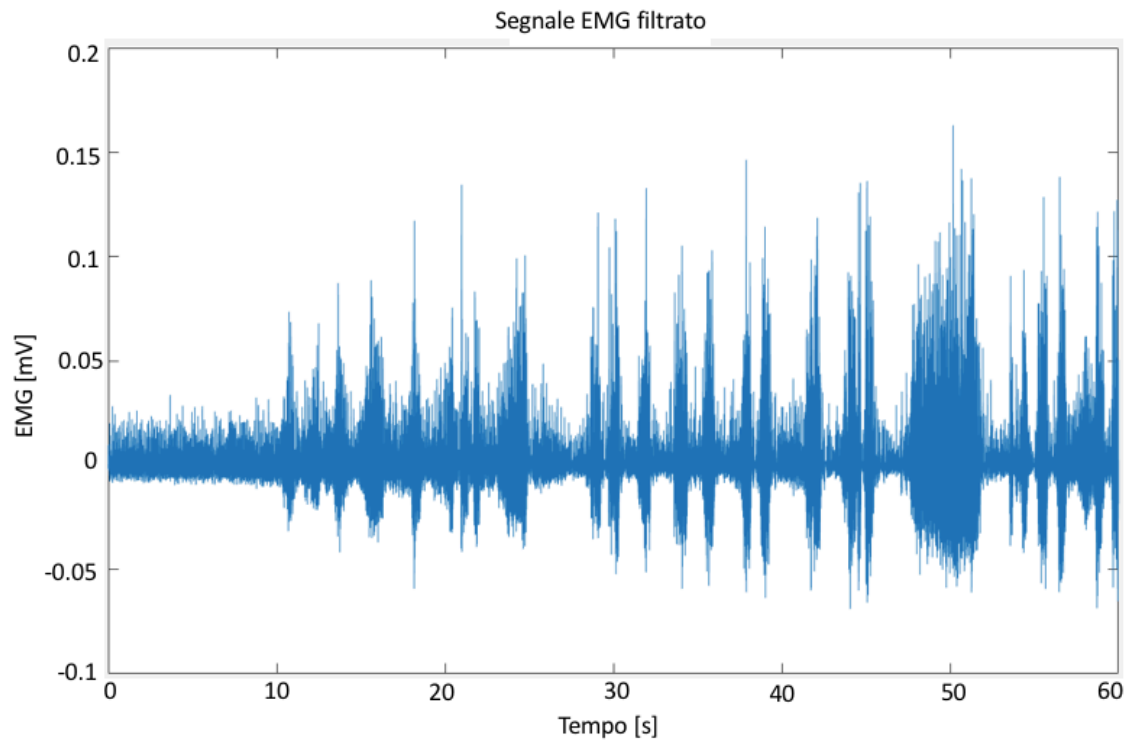


Figura 25- Segnale EMG filtrato (Butterworth 10Hz-400Hz).

- calcolo della trasformata di Fourier del segnale EMG filtrato mediante *Fast Fourier transform* (FFT);

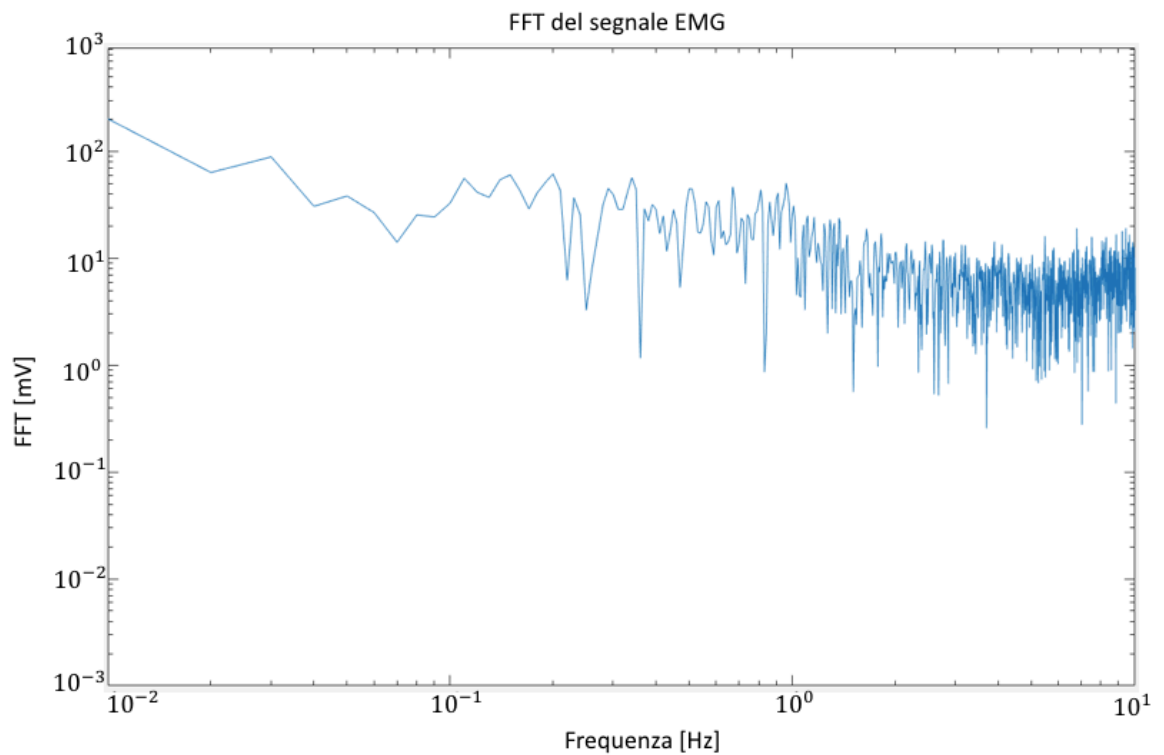


Figura 26- Rappresentazione in scala logaritmica (fino ai 10Hz) della trasformata di Fourier del segnale filtrato EMG, ottenuto come media dei segnali EMG rettificati.

Per l'uscita della funzione di trasferimento sono stati eseguiti i seguenti passaggi:

- acquisizione delle forze verticali F_z mediante la pedana di forza *Kistler* (paragrafo 3.7) e filtraggio passa-basso dei segnali acquisiti mediante filtro di *Butterworth* del secondo ordine con frequenza di taglio pari a 50Hz;

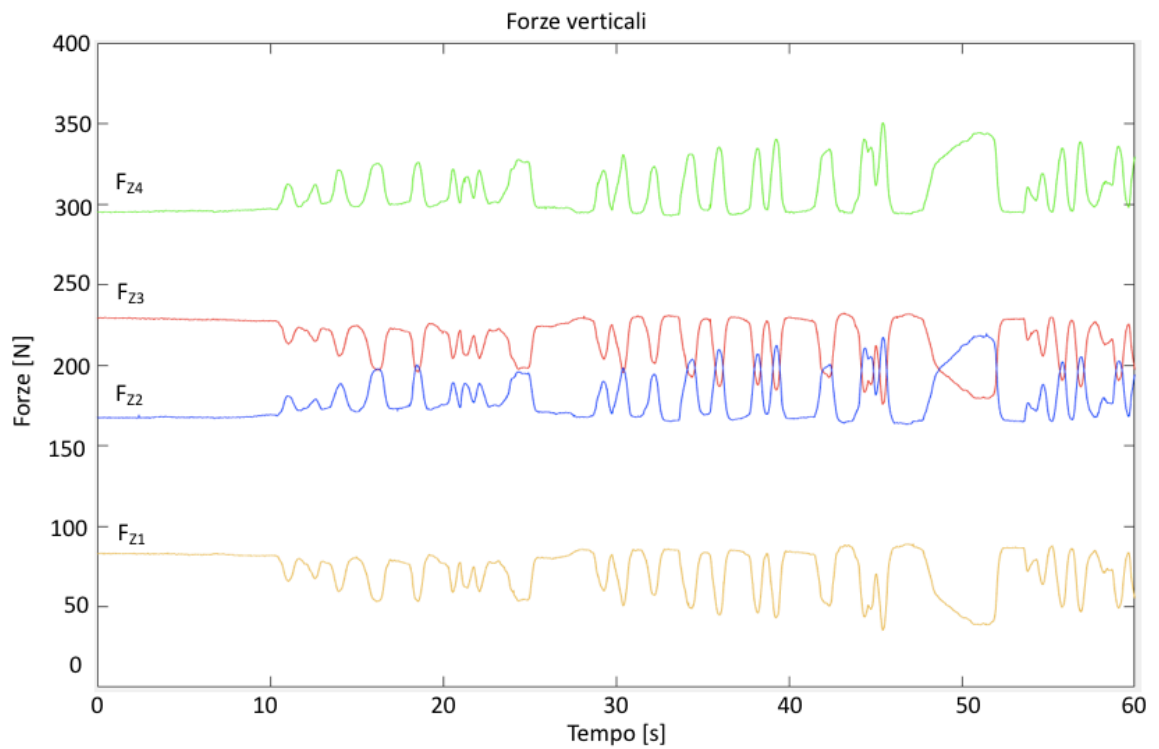


Figura 27- Forze verticali acquisite dalla pedana di forza, filtrate mediante filtro di Butterworth del secondo ordine (50Hz). Dal basso verso l'alto: F_{z1} , F_{z2} , F_{z3} , F_{z4} .

- calcolo del momento di forza M_y (figura 28) agente sull'articolazione della caviglia lungo l'asse della pedana di forza relativo alle oscillazioni antero-posteriori del soggetto (le oscillazioni medio-laterali sono state trascurate):

$$M_y = (F_{z_2} + F_{z_3} - F_{z_1} - F_{z_4}) * d_x \quad [14]$$

dove d_x rappresenta la distanza tra il centro di ciascun sensore e l'asse x della pedana di forza.

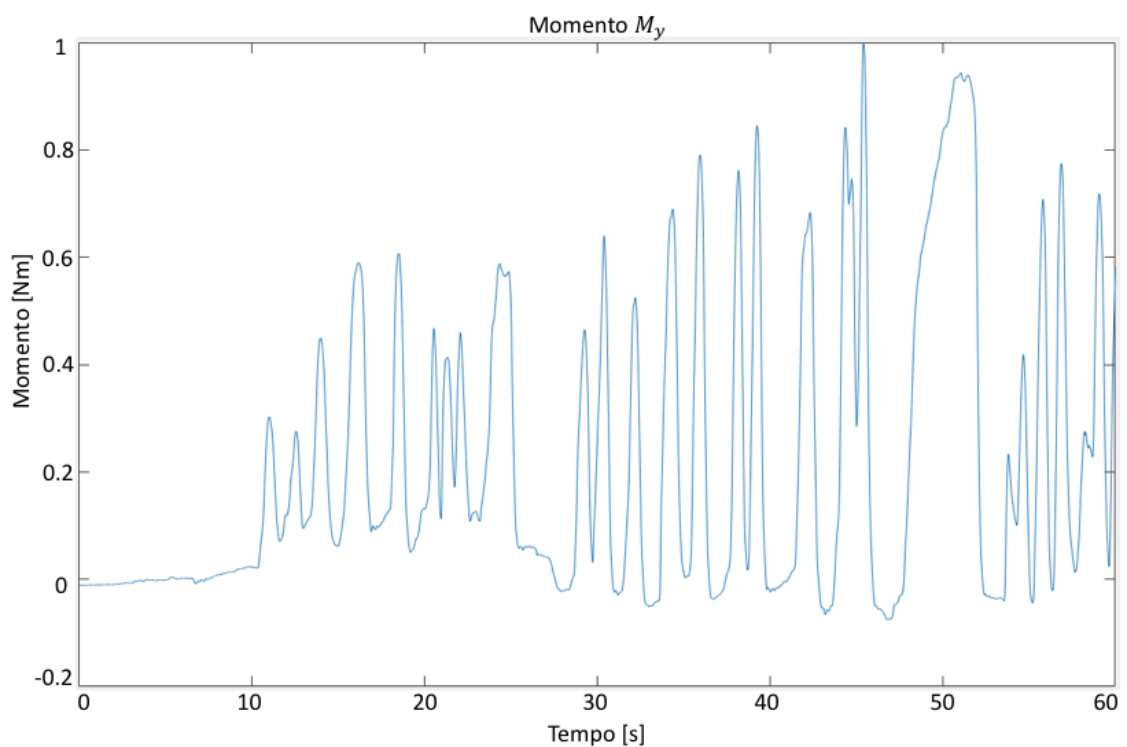


Figura 28- Momento M_y agente sull'articolazione della caviglia e relativo alle oscillazioni antero-posteriori del soggetto. È stato inoltre rimosso il contributo della coppia gravitazionale.

- calcolo della trasformata di Fourier della coppia agente sull'articolazione della caviglia mediante *Fast Fourier transform* (FFT);

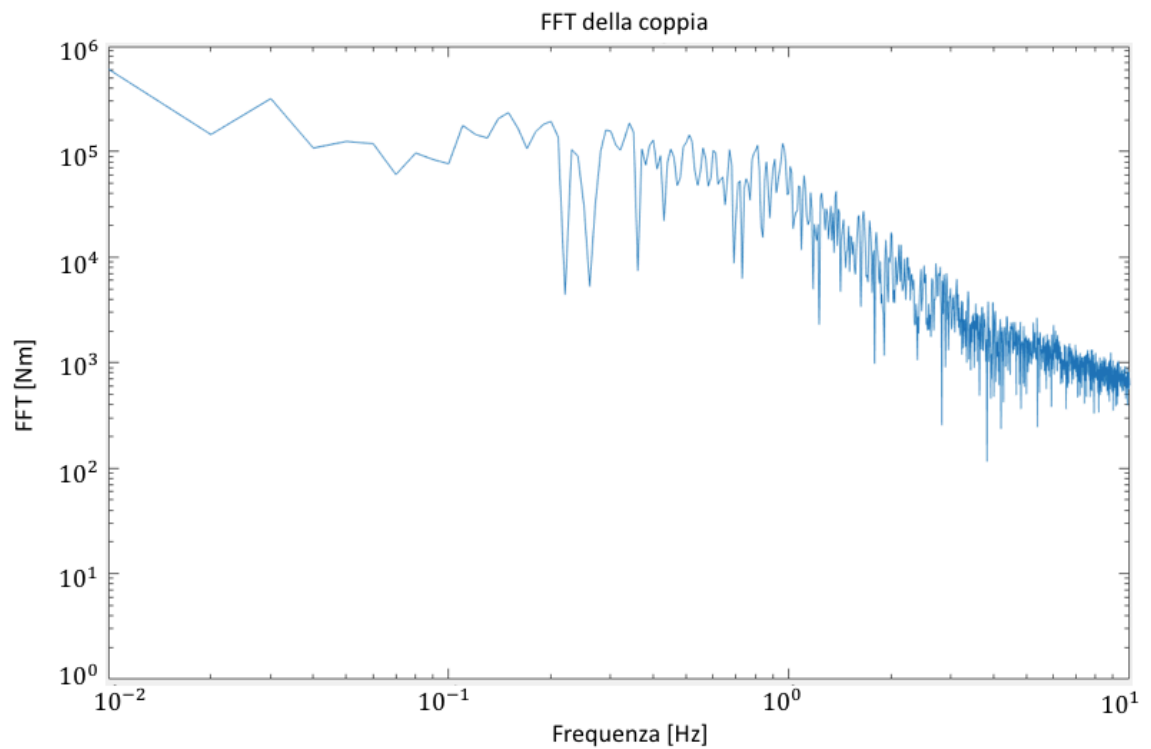


Figura 29- Rappresentazione in scala logaritmica (fino ai 10 Hz) della trasformata di Fourier del segnale della coppia agente sull'articolazione della caviglia, considerando solamente le oscillazioni antero-posteriori.

È stato così possibile stimare i parametri della funzione di trasferimento $H(s)$ considerando il rapporto delle FFT dei segnali sperimentali acquisiti durante una specifica condizione a cui era sottoposto il soggetto (figura 30):

$$H(s)_{sperimentale} = \frac{M_{y_{FFT}}}{EMG_{FFT}} \quad [15]$$

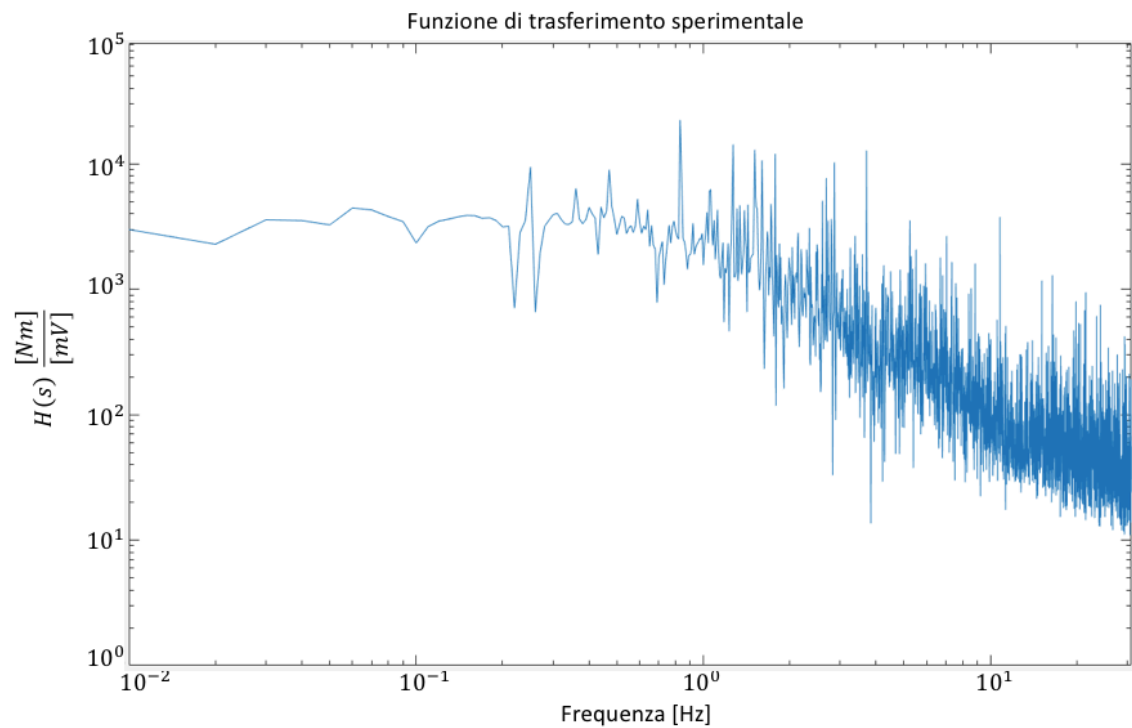


Figura 30- Rappresentazione in scala logaritmica (fino ai 10Hz) della funzione sperimentale

$$H(s) = \frac{M_{y_{FFT}}}{EMG_{FFT}} .$$

3.3 Fase di ottimizzazione: calcolo dei parametri della funzione di trasferimento

Per il calcolo dei parametri G e w_n della funzione di trasferimento [13], è stato eseguito un processo di ottimizzazione mediante una funzione opportunamente implementata su *Matlab*.

Con tale funzione è possibile calcolare per ciascun campione i -esimo i valori che minimizzano l'errore assoluto nel seguente modo:

$$E_A = \sum_{i=1}^N |H(s)_{sperimentale_i} - H(s)_{teorica_i}| \quad [16]$$

dove

$H(s)_{sperimentale} = \frac{M_{yFFT}}{EMG_{FFT}}$ rappresenta la funzione di trasferimento $H(s)$ del modello sperimentale;

$H(s)_{teorica} = \frac{G w_n^2}{(s+w_n)^2}$ rappresenta la funzione di trasferimento $H(s)$ del modello teorico;

N rappresenta il numero di campioni.

Gli ingressi della funzione implementata sono:

- *fdata*, vettore delle frequenze;
- *ydata*, vettore contenente i dati sperimentali di $H(s)$;
- *limMin*, vettore contenente i limiti inferiori di G e w_n ;
- *limMax*, vettore contenente i limiti superiori di G e w_n ;
- *MaxIter*, numero massimo di iterazioni.

L'uscita della funzione dà quindi i valori ottimizzati di G e w_n , indicanti rispettivamente il guadagno in continua e la frequenza di taglio, specifici per ciascun soggetto.

L'obiettivo è quello di trovare, a partire dall'andamento teorico, la coppia di valori G e w_n sperimentali che permettono di arrivare ad una funzione di trasferimento il

più simile possibile a quella teorica e che permettono di minimizzare l'errore rispetto ai valori di $H(s)$ ottenuti sperimentalmente (figura 31):

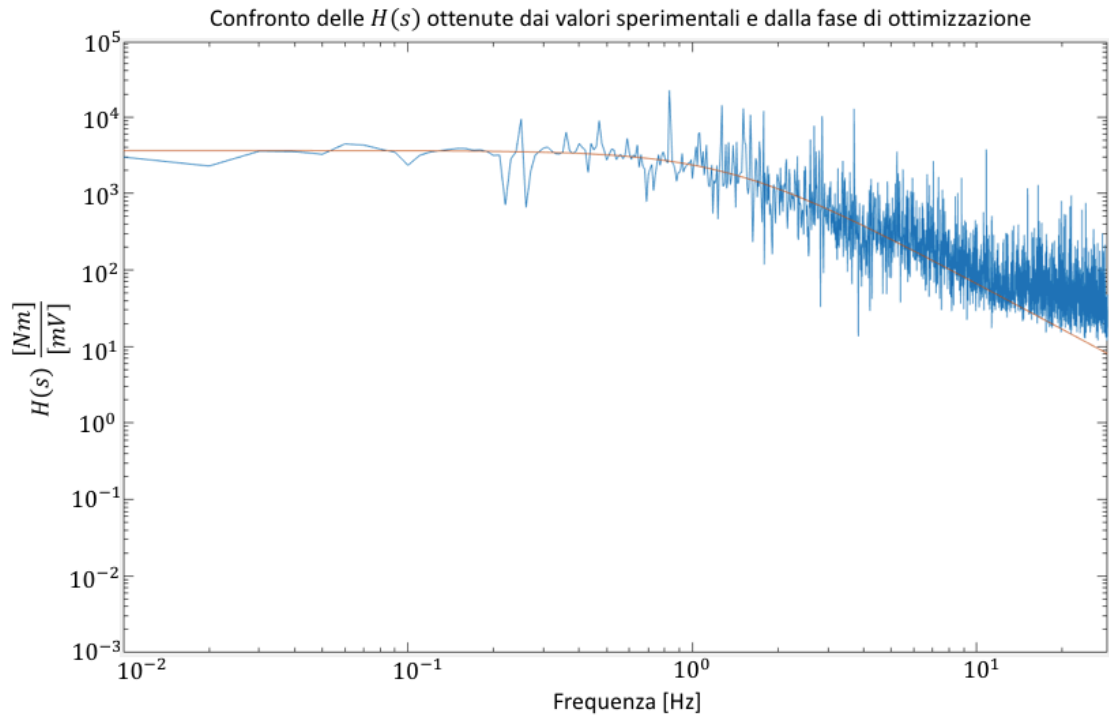


Figura 31-Confronto delle funzioni di trasferimento: in blu è rappresentata la $H(s)$ ottenuta sperimentalmente, in rosso invece la $H(s)$ ottenuta dalla fase di ottimizzazione.

I valori ottenuti dall'ottimizzazione, sono poi sostituiti nella funzione di trasferimento teorica, stimando quindi la coppia di flessione plantare T_a dal segnale EMG:

$$Coppia = EMG(s) H(s) \quad [17]$$

Tale coppia, è stata confrontata con la coppia sperimentale (equazione 14) ed è stato calcolato l'errore assoluto medio come differenza tra le due coppie per ciascun campione i -esimo:

$$E_a = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N |T_{misurata_i} - T_{stimata_i}| \quad [18]$$

dove

$T_{misurata}$ è la coppia di flessione plantare misurata;

$T_{stimata}$ è la coppia di flessione plantare stimata;

N è il numero di campioni.

3.4 Visualizzazione al soggetto del CoM

A partire dall'angolo θ in uscita dal pendolo inverso, il modello implementato fornisce il CoM del pendolo, che viene in seguito presentato al soggetto come feedback visivo. Tale CoM è calcolato come:

$$CoM = h \sin\theta \quad [19]$$

dove h è l'altezza del pendolo.

Il soggetto dovrà quindi essere in grado di controllare tramite l'attivazione dei muscoli flessori plantari il CoM del pendolo e di conseguenza la stabilità del carico virtuale dipenderà dalla modulazione in ampiezza del segnale EMG.

3.5 Verifica dell'interfaccia per il training del controllo posturale

Per verificare il funzionamento dell'interfaccia implementata, è stato eseguito un confronto tra il CoM sperimentale, ricavato dal CoP ottenuto mediante le forze verticali F_z della pedana di forza, e il CoM teorico, ottenuto in uscita dall'interfaccia.

3.5.1 CoM sperimentale

Per ricavare il CoM sperimentale, è stato seguito il lavoro svolto da Jacono et al.2004.

Il CoM (figura 32) è stato ottenuto dal CoP utilizzando il seguente filtro:

$$CoM(s) = -\frac{mgh}{s^2I - mgh} * CoP(s) \quad [20]$$

dove

$CoP(s)$ è la trasformata di Fourier del CoP ottenuta mediante *Fast Fourier transform*;

m è la massa del corpo (esclusi i piedi);

g è l'accelerazione di gravità;

h è l'altezza del pendolo, valutata considerando la distanza malleolo-trocantere.

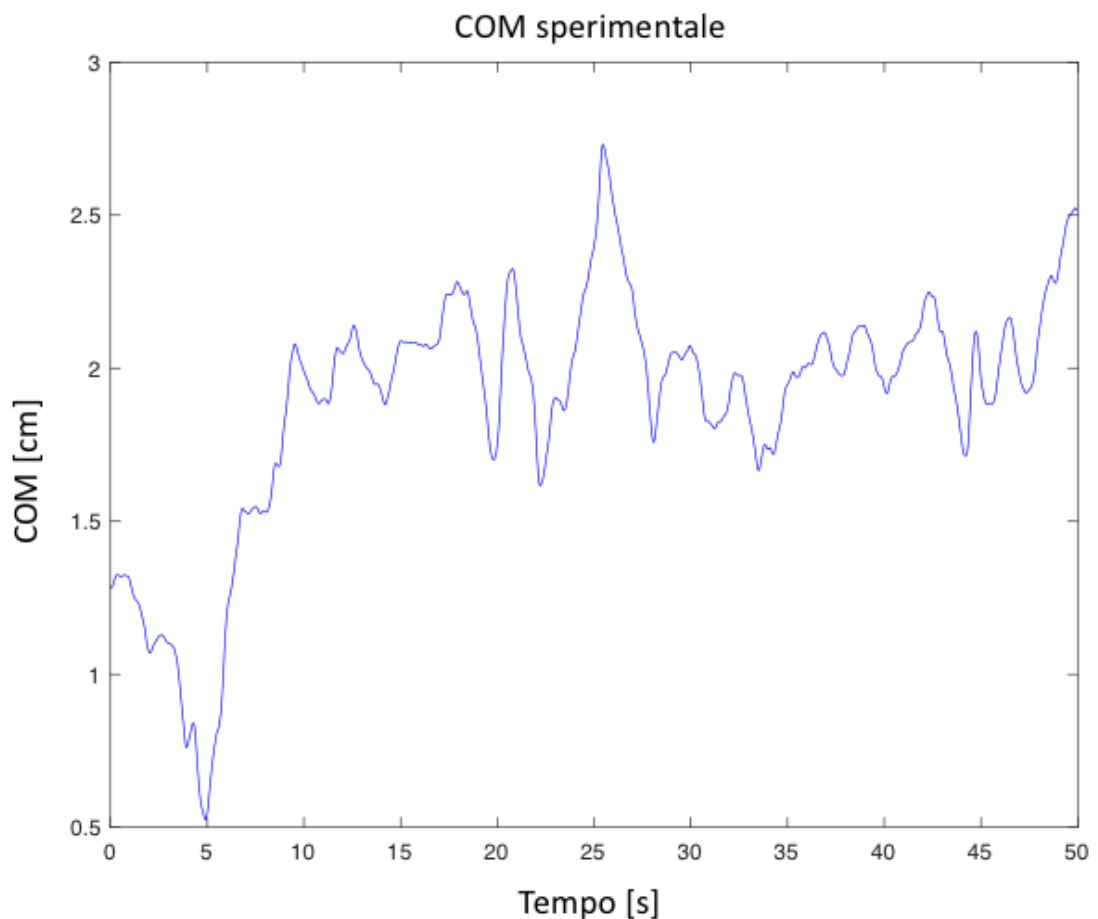


Figura 32- CoM sperimentale ottenuto dal CoP.

3.5.2 CoM teorico

A partire dalla (figura 33), è stato ricavato l'angolo di oscillazione necessario per risalire al CoM teorico:

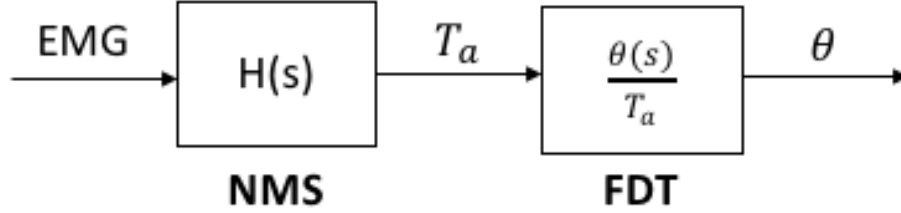


Figura 33-Partendo dalla sinistra: blocco neuromuscolare (NMS), funzione di trasferimento (FDT) ottenuta dal rapporto tra l'angolo e la coppia di flessione plantare stimata mediante il blocco NMS.

Considerando quindi l'equazione del modello

$$I\ddot{\theta} = mgh\theta - K_p\theta - B\dot{\theta} + T_a \quad [21]$$

Passando nel dominio di Laplace:

$$Is^2\theta(s) = mgh\theta(s) - K_p\theta(s) - Bs\theta(s) + T_a \quad [22]$$

$$\theta(s)(Is^2 + Bs - mgh + K_p) = T_a \quad [23]$$

Quindi

$$\frac{\theta(s)}{T_a} = \frac{1}{Is^2 + Bs - mgh + K_p} \quad [24]$$

Di conseguenza, l'angolo θ è stato ottenuto moltiplicando l'equazione [24] per la funzione di trasferimento $H(s) = \frac{M_{yFFT}}{EMG_{FFT}}$ (paragrafo 3.2, equazione 15):

$$\theta(s) = H(s) \frac{1}{Is^2 + Bs - mgh + K_p} \quad [25]$$

A partire dall'angolo θ , è stato quindi ricavato il CoM teorico come:

$$CoM = h \sin\theta \quad [26]$$

Il segnale EMG in ingresso del blocco rappresentato in figura 33 è stato elaborato combinando i segnali EMG del soleo e del gastrocnemio mediale, rispettivamente della gamba destra e della gamba sinistra; le figure successivamente riportate sono relative al soggetto 1.

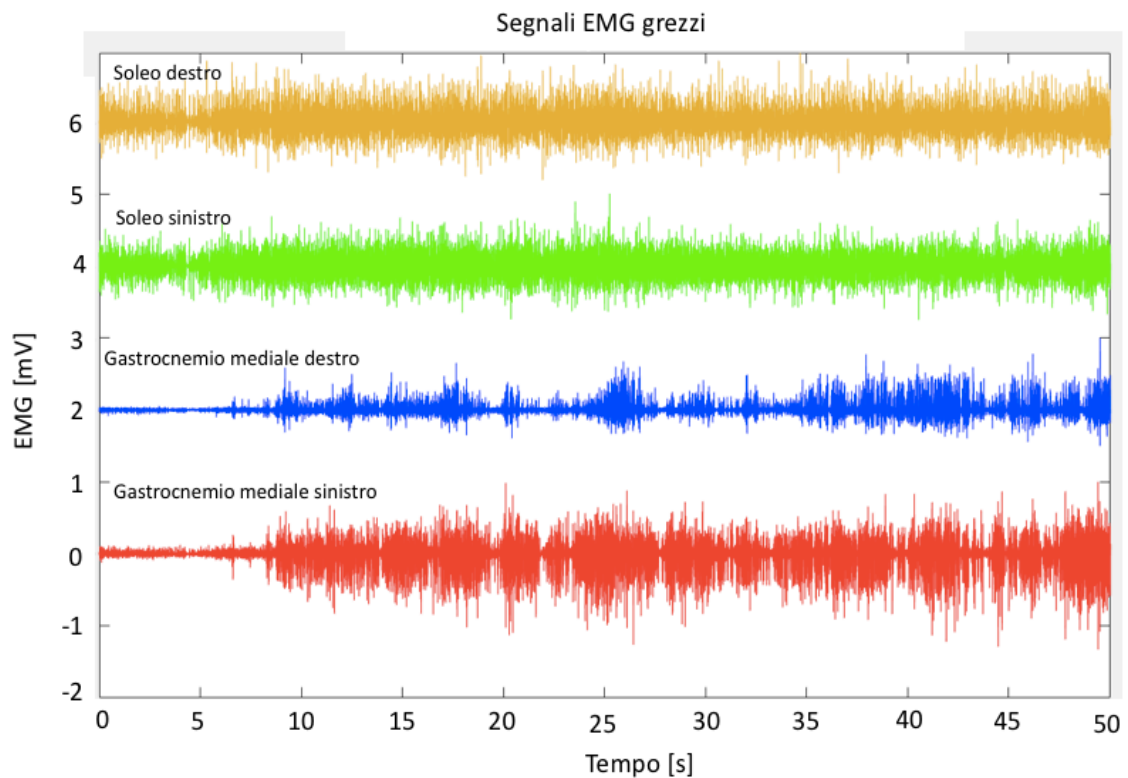


Figura 34-Segnali EMG grezzi nel tempo e distanziati di un offset pari a 2mV. Dal basso verso l'alto: gastrocnemio mediale della gamba sinistra, gastrocnemio mediale della gamba destra, soleo della gamba sinistra, soleo della gamba destra.

I segnali EMG grezzi mostrati in figura 34 sono stati rettificati e mediati, ottenendo il segnale EMG mostrato in figura 35; tale segnale costituisce quindi l'ingresso del blocco presentato in figura 33.

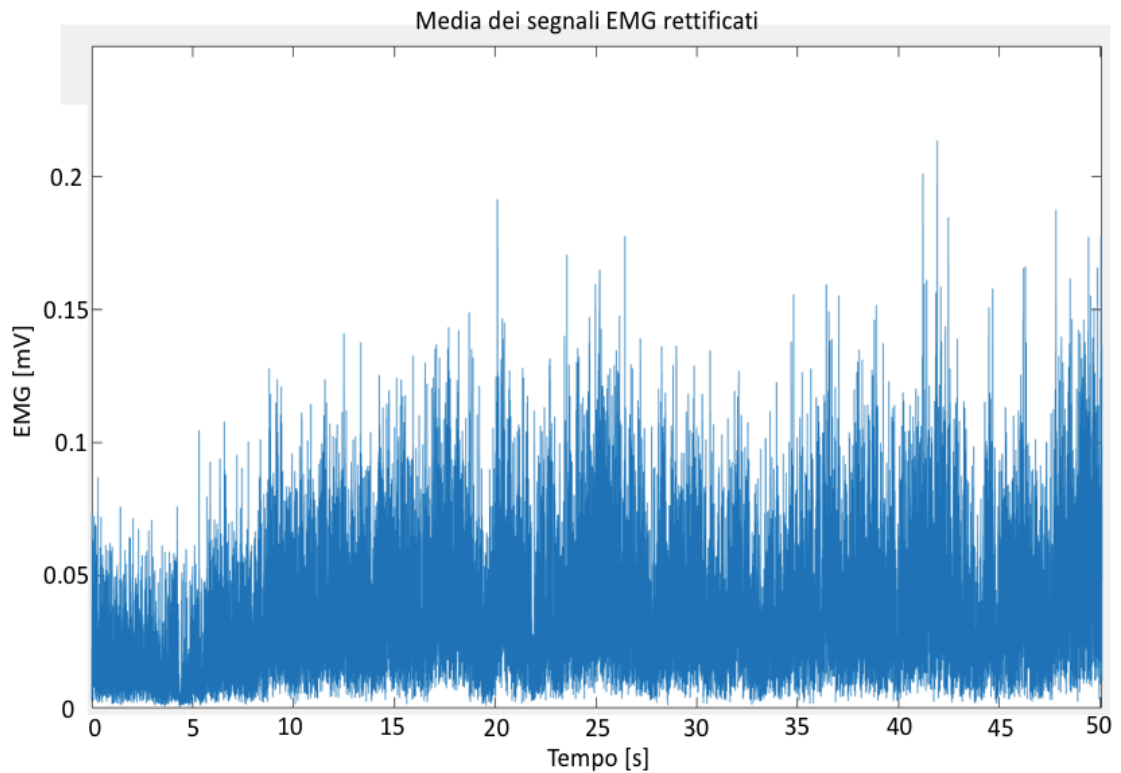


Figura 35-Segnale EMG ottenuto come media dei segnali EMG rettificati del gastrocnemio mediale (gamba destra e sinistra) e del soleo (gamba destra e sinistra).

L'output del modello fornisce il CoM teorico (figura 36), calcolato secondo l'equazione [26].

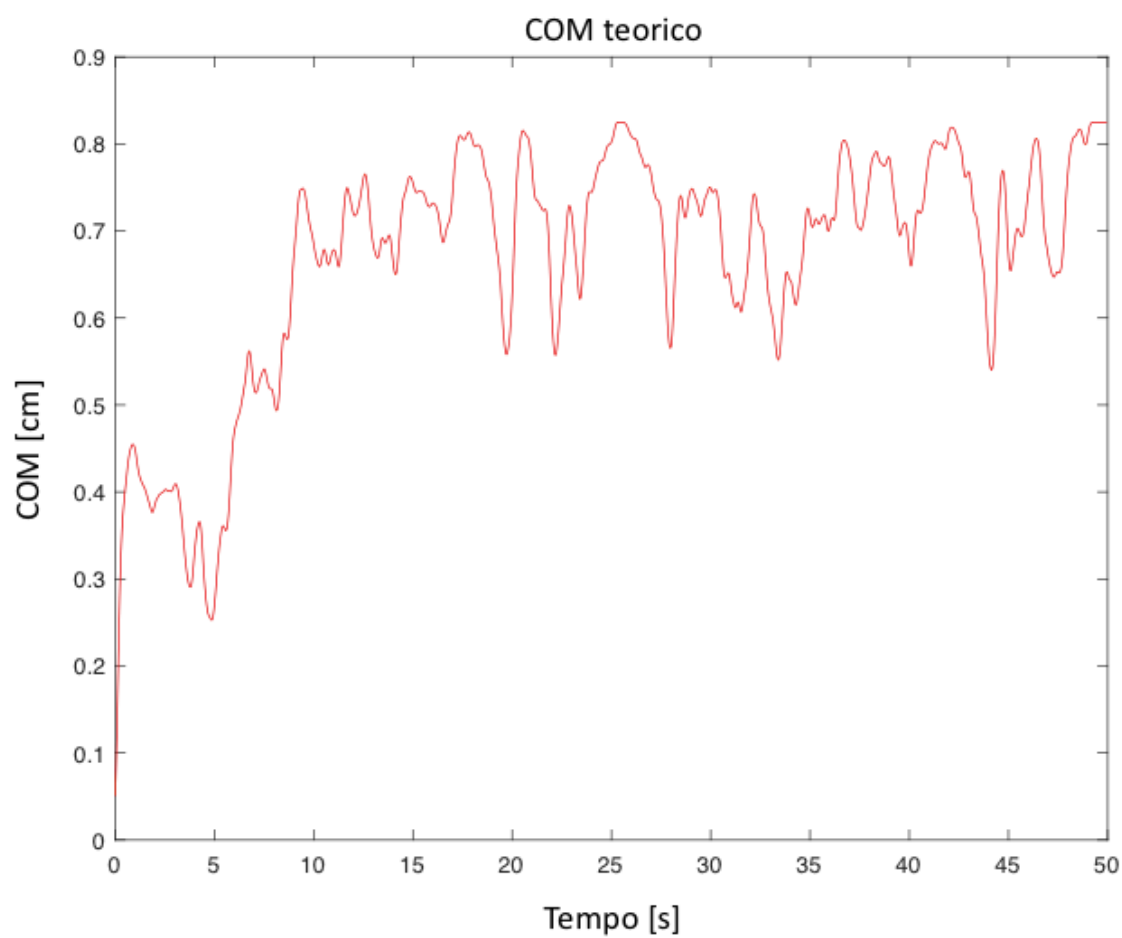


Figura 36- CoM teorico ottenuto in uscita dall'interfaccia di pendolo inverso virtuale per il training del controllo della postura.

3.6 Sistema di acquisizione DuePro

Per il prelievo del segnale elettromiografico, è stato utilizzato il sistema di acquisizione *DuePro* sviluppato presso la OT Bioelettronica s.r.l. È un sistema wireless non invasivo a 16 bits, con dinamica di ingresso del convertitore A/D pari a 0-3.3V, guadagno di 200V/V e può acquisire sia segnali EMG di superficie bipolari sia segnali biomeccanici^[20]. Le sonde acquisiscono i segnali e li trasmettono via wireless a personal computer e smartphone. Tali dati possono essere visualizzati ed elaborati mediante il software *OT Biolab* oppure mediante codice *Matlab* con l'uso di una porta seriale. Sono stati utilizzati elettrodi bipolari 15x15mm monouso con connettore concentrico (figura 37).



Figura 37- Sulla sinistra: sistema di acquisizione *DuePro*. Sulla destra: elettrodi bipolari monouso.^[10]

3.7 Pedana Kistler

Per acquisire la coppia agente sull'articolazione della caviglia è stata utilizzata la pedana di forza *Kistler*, che si basa sull'effetto piezoelettrico dei cristalli, in particolare il quarzo. Le cariche elettriche fornite dalla pedana di forza sono convertite mediante amplificatori di carica in tensioni analogiche, che possono quindi essere visualizzate, registrate e processate. In uscita la pedana ha una tensione di $\pm 5V$. La quantità di carica immagazzinata dipende dalla sollecitazione e dalla sua direzione; la variazione della carica elettrica viene percepita con una variazione di forza applicata sulla pedana ed il sensore è in grado di percepire tale variazione in base alla quantità di cristalli. Come si vede in figura, la pedana è costituita da quattro sensori (figura 38):

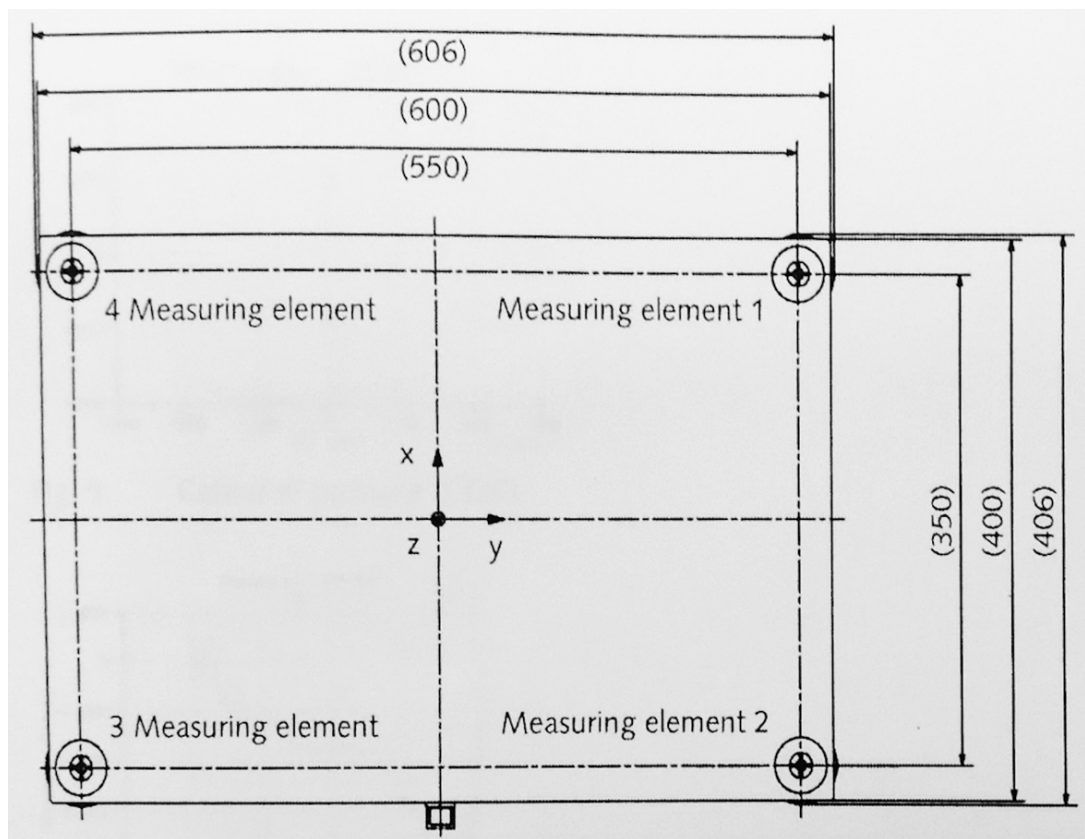


Figura 38- Pedana di forza vista dall'alto. Partendo dall'angolo in alto a destra e andando in senso orario: sensore 1, sensore 2, sensore 3, sensore 4.^[11]

Capitolo 4

Risultati

4 Test dell'interfaccia per il training del controllo posturale

L'interfaccia per il training del controllo posturale è stata testata tramite l'impiego di un set di segnali EMG e della pedana di forza appartenenti al protocollo sperimentale^[22].

Essendo lo scopo quello di realizzare un modello via feedback visivo per il training del controllo posturale mediante l'attivazione dei muscoli del tricipite surale, sono stati utilizzati i segnali dei muscoli flessori plantari, soleo e gastrocnemio mediale, rispettivamente per la gamba destra e sinistra. Per testare e sperimentare l'interfaccia, è stata eseguita una prova in modalità offline in modo che, verificato il suo corretto funzionamento, essa sarà poi necessaria per lo sviluppo di un gioco in tempo reale. I risultati mostrati sono stati sviluppati utilizzando i segnali relativi ai tre soggetti partecipanti alle prove sperimentali.

4.1 Verifica del blocco neuromuscolare

Nel paragrafo 3.3 è stato detto che, sostituendo nella funzione di trasferimento $H(s)$ i valori di G e w_n ottenuti dalla fase di ottimizzazione, è possibile stimare dal segnale EMG la coppia T_a di flessione plantare alla caviglia (equazione 17).

In figura 39 e in figura 40 sono rappresentate rispettivamente per i due soggetti la coppia alla caviglia T_a stimata e la coppia sperimentale ricostruita dalle forze verticali F_z acquisite dalla pedana di forza:

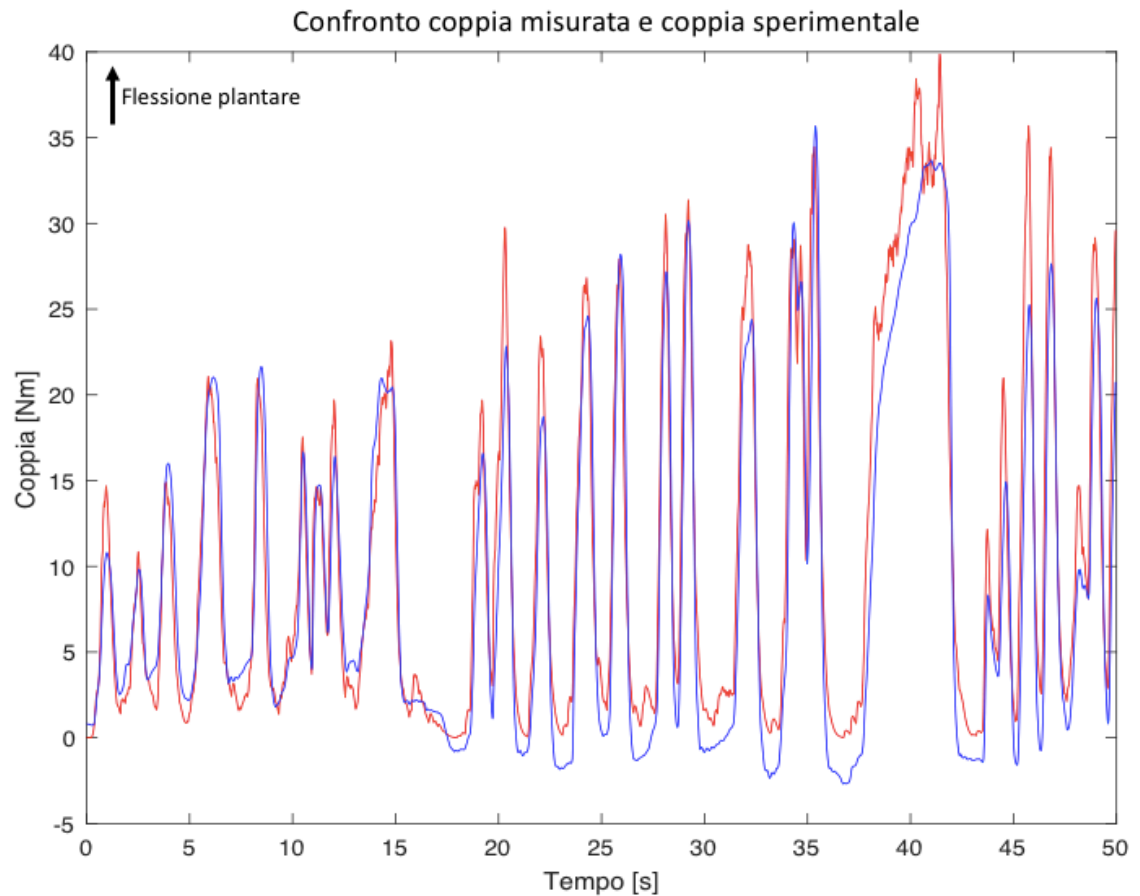


Figura 39- Coppie relative al soggetto 1. In rosso: coppia T_a di flessione plantare stimata dal segnale EMG. In blu: coppia sperimentale ricostruita dalle forze verticali della pedana di forza.

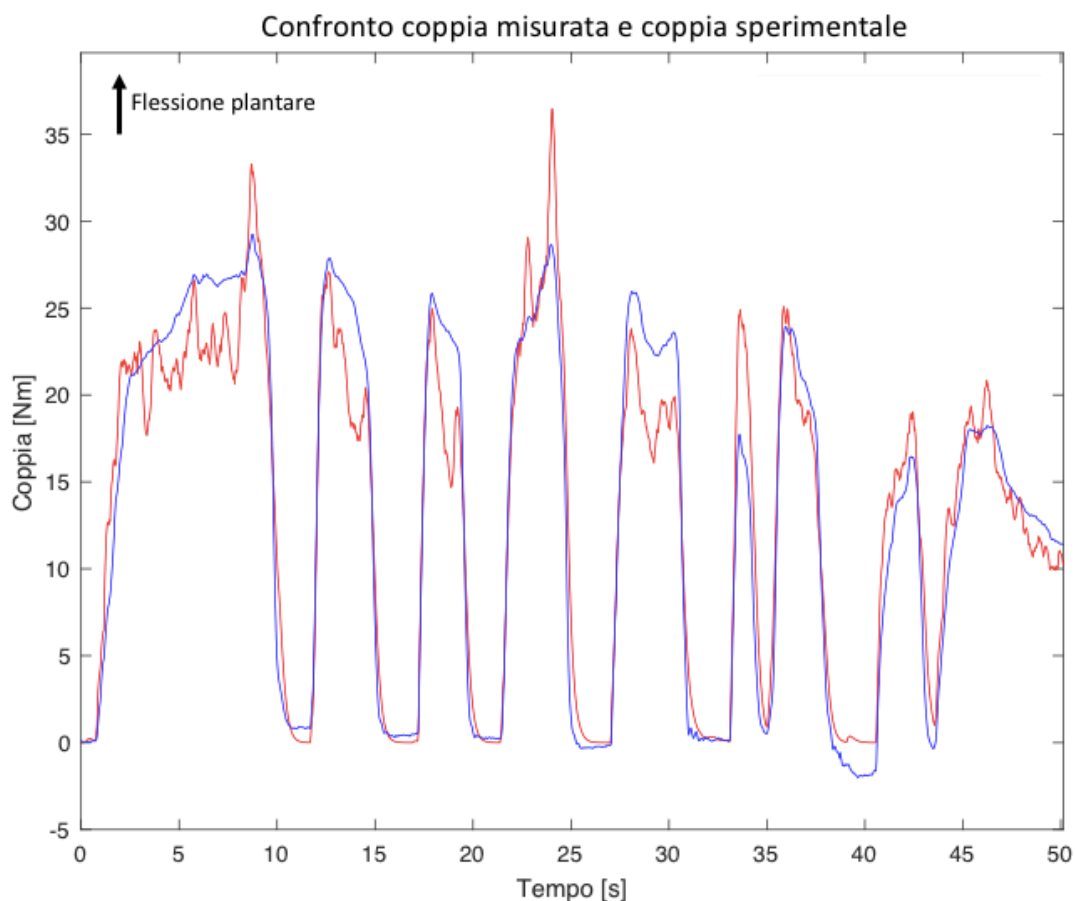


Figura 40- Coppie relative al soggetto 2. In rosso: coppia T_α di flessione plantare stimata dal segnale EMG. In blu: coppia sperimentale ricostruita dalle forze verticali della pedana di forza

È possibile notare come gli andamenti delle coppie siano simili tra di loro; valutando infatti l'errore assoluto medio descritto nel paragrafo 3.3 equazione 18 per i due soggetti, si nota come per il soggetto 1 esso è pari a 2.63Nm e per il soggetto 2 è pari a 2.12Nm; più l'errore assoluto sarà piccolo, più la coppia stimata sarà simile a quella misurata.

La coppia stimata deriva da un processo di elaborazione (paragrafo 3.2) dipendente sia dalla modellizzazione della funzione di trasferimento $H(s)$ sia dai parametri G e w_n relativi ad essa; la similitudine tra gli andamenti delle due coppie dimostra infatti come il blocco neuromuscolare sia adeguato nello stimare la coppia di flessione plantare, confermando quindi come la modellizzazione di esso, mediante funzione di trasferimento $H(s)$ (paragrafo 3.2 equazione 13), risulti essere appropriata. Inoltre, si riesce ad accertare come i parametri G e w_n della funzione di trasferimento $H(s)$ ottenuti dalla fase di ottimizzazione (paragrafo 3.3) siano specifici per il singolo

soggetto; infatti, come ci si aspettava, dalle due figure si nota come l'andamento della coppia stimata vari tra un soggetto all'altro adattandosi all'andamento della coppia misurata.

4.2 Confronto CoM sperimentale e CoM teorico

Dal CoM sperimentale (figura 32) e dal CoM teorico (figura 36) ottenuti rispettivamente nel paragrafo 3.5.1 e nel paragrafo 3.5.2, è stato possibile confrontare i rispettivi andamenti:

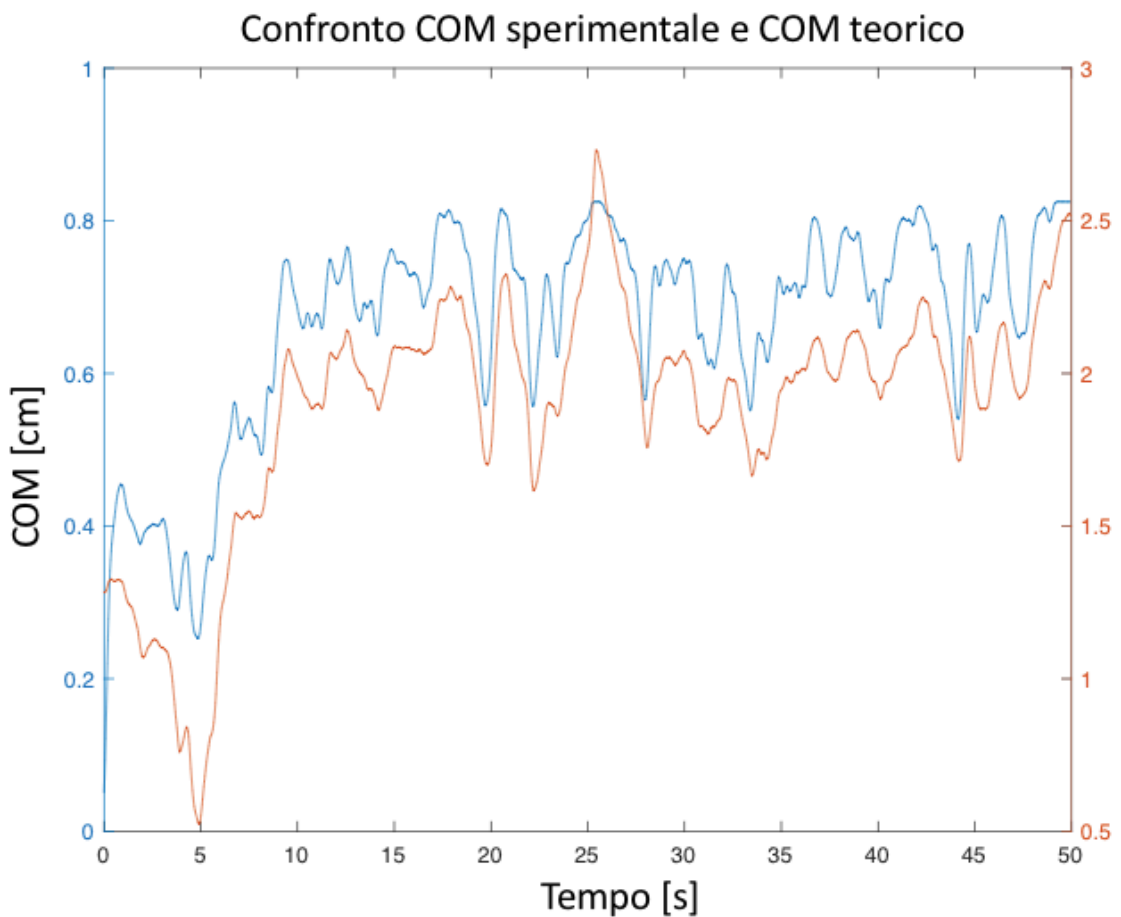


Figura 41- Confronto tra il CoM sperimentale (in blu) e il CoM teorico (in rosso).

Come ci si aspettava, dalla figura si nota come gli andamenti dei due CoM, pur essendo simili, abbiano una differenza dell'ordine di grandezza; ciò è dovuto al fatto

che il CoM teorico è stato calcolato considerando un valore di angolo θ non noto, poiché l'angolo intorno al quale il soggetto oscilla è sconosciuto.

Inoltre, per il confronto del CoM sperimentale con quello teorico è stato applicato il test di correlazione di Pearson in modo da quantificare di quanto sia lineare la relazione tra i due CoM. Sono stati quindi elaborati i grafici a dispersione rispettivamente per i due soggetti:

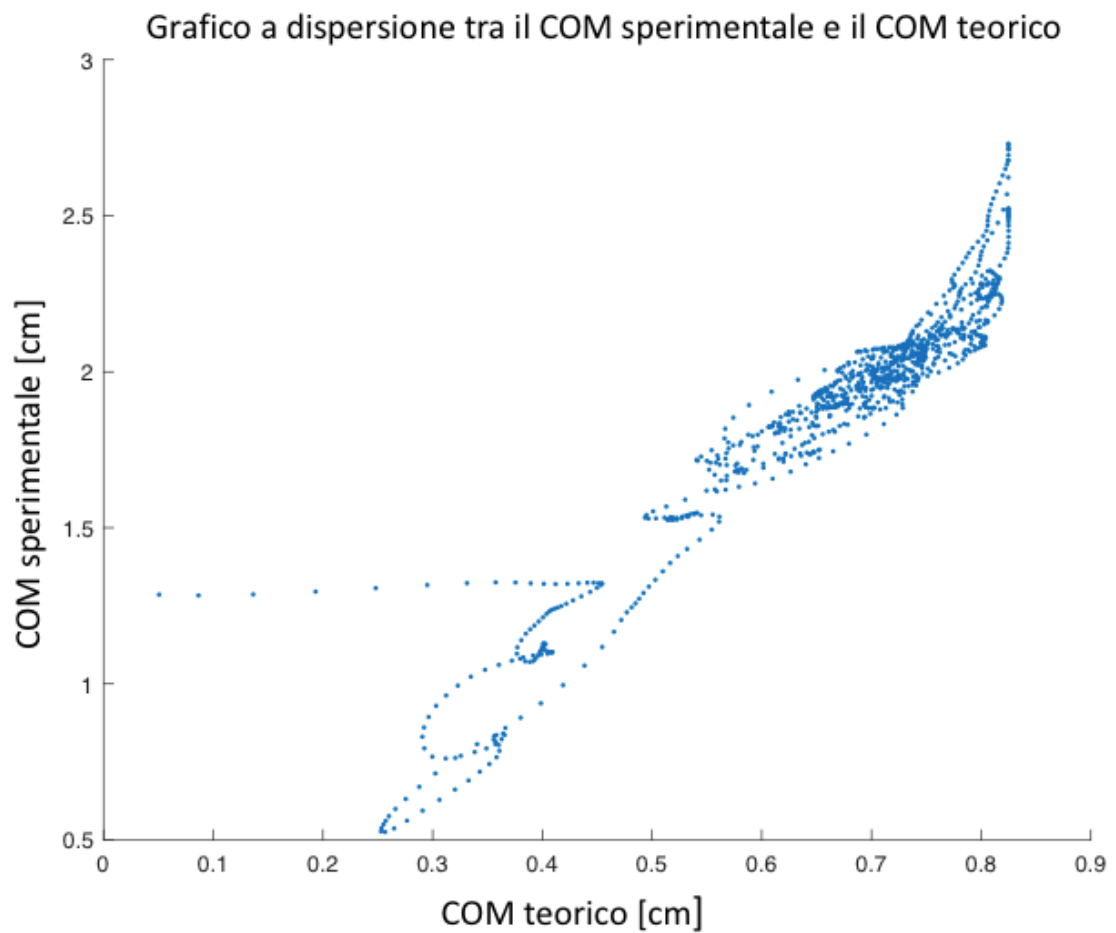


Figura 42- Grafico a dispersione relativo al soggetto 1.

CoM teorico in ascissa, CoM sperimentale in ordinata.

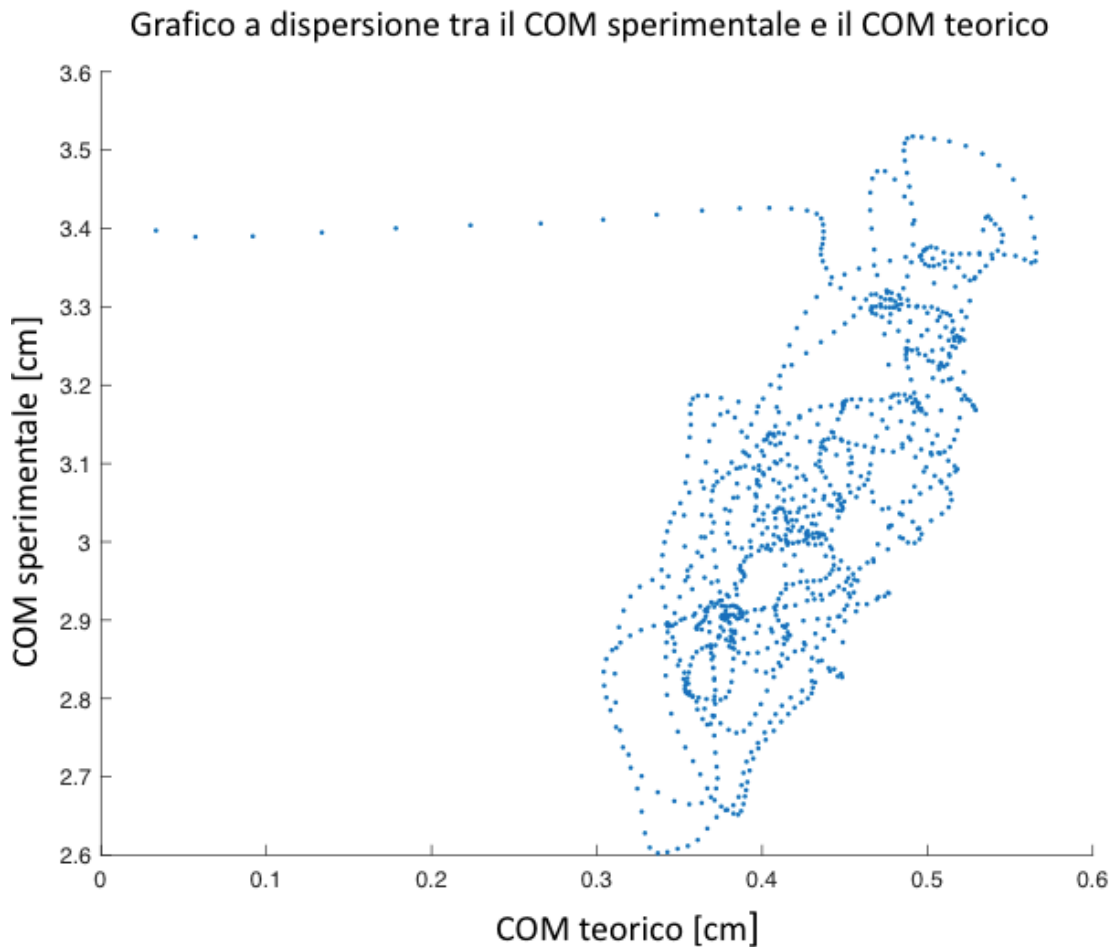


Figura 43- Grafico a dispersione relativo al soggetto 2.

CoM teorico in ascissa, CoM sperimentale in ordinata.

Per il grafico in figura 42 relativo al soggetto 1, sono stati ottenuti i seguenti coefficienti:

- coefficiente di Pearson = 0.95 ;
- p-value < 0.05.

Per il grafico in figura 43 relativo al soggetto 2, i coefficienti ottenuti sono i seguenti:

- coefficiente di Pearson = 0.58 ;
- p-value < 0.05.

Per valutare il tipo di relazione, lineare o non lineare, tra i due CoM, è stato utilizzato il p-value: tale valore è compreso nell'intervallo tra zero e uno ed indica la probabilità che il coefficiente di Pearson sia statisticamente compatibile con lo zero.

Se il p-value ha un valore basso, e quindi vicino allo zero, allora il coefficiente di Pearson non è compatibile con lo zero. Di conseguenza, si evince come per entrambi i soggetti, la relazione tra i due CoM sia lineare, in quanto il p-value è minore di 0.05. Inoltre, il valore del coefficiente di Pearson è per entrambi i soggetti maggiore di zero, quindi i due CoM sono correlati in modo diretto, ovvero all'aumentare di una variabile, aumenta anche l'altra e viceversa, al diminuire di una variabile, diminuisce anche l'altra. In particolare per il soggetto 1 si ha una correlazione forte in quanto il coefficiente di Pearson è maggiore di 0.7; per il soggetto 2 si ha una correlazione moderata poiché il coefficiente di Pearson è compreso tra 0.3 e 0.7.

Di conseguenza, si evince come l'implementazione dell'interfaccia di pendolo inverso virtuale per il training del controllo posturale porti a risultati attendibili e può quindi essere utilizzata per lo sviluppo di un gioco in tempo reale, adoperando segnali acquisiti da qualsiasi tipologia di elettromiografo e di pedana di forza.

Capitolo 5

Conclusioni

L'interfaccia per il training del controllo posturale ha la peculiarità di essere specifica per il singolo soggetto, in quanto il modello di pendolo inverso virtuale modellizzato su *Simulink* adopera delle variabili caratteristiche del soggetto, quali la massa corporea m e la distanza h dal trocantere al malleolo. Inoltre, anche il guadagno G della funzione di trasferimento $H(s)$ (equazione 13) è caratteristico per il soggetto specifico, ma, essendo un parametro dipendente sia dal posizionamento degli elettrodi sulla cute sia dall'impedenza tra gli elettrodi e la pelle, esso varia anche per uno stesso soggetto ed è quindi un parametro che dipende anche dalla specifica condizione di prova considerata.

L'implementazione dell'interfaccia grafica potrebbe essere migliorata presentando al soggetto, tramite feedback visivo, un'asta che modellizzi il corpo del soggetto come un pendolo inverso che oscilla in direzione antero-posteriore. Questa rappresentazione, essendo simile al corpo umano, renderebbe più intuitivo bilanciare il pendolo inverso rispetto all'osservazione dello spostamento del centro di massa.

In conclusione, lo sviluppo del modello proposto potrebbe essere utilizzato in ambito clinico e potrebbe essere affiancato a studi relativi ad analisi posturografica mediante stabilometria, creando un vero e proprio protocollo riabilitativo e terapeutico per migliorare e/o apprendere le risposte correttive e anticipatorie ai disturbi predittivi.

Bibliografia

1. P.Mazzoldi, M.Nigro, C.Voci. *Fisica*. Padova: EdiSES, 1998, pp. 1-792.
2. D.U.Silverthorn. *Fisiologia. Un approccio integrato*. University of Texas-Austin: Casa Editrice Ambrosiana, 1995, pp. 1-899.
3. L.Chiari, P.G.Morasso, L.Rocchi, "Analisi posturografica", in *Bioingegneria della postura eretta e del movimento*, A.Cappello, A.Cappozzo, P.E. di Prampero, 2007, Patron Editore, Bologna, pp.375-412.
4. Università di Roma. "Le strategie posturali". Internet: http://www.orl.uniroma2.it/Strat_Posturali.htm
5. P.G.Morasso, V.Sanguineti, "Ankle muscle stiffness alone cannot stabilize balance during quiet standing.", *J.Neurophysiol*, vol. 88, pp. 2157-2162, 2002
6. Politecnico di Torino. "Postura e deambulazione". Internet: <http://elite.polito.it/files/courses/01OQM/slide2014/32-postura-deambulazione.pdf>
7. I.D.Loram, M.Lakie, P.J.Gawthrop, "Visual control of stable and unstable loads: what is the feedback delay and extent of linear time-invariant control?", *J. Physiol*, vol. 587.6, pp. 1343-1365, 2009.
8. A.Bottaro, Y.Yasutake, T.Nomura, M.Casadio, P.Morasso, "Bounded stability of the quiet standing posture: an intermittent control model", *Human Movement Science*, vol. 27, pp. 473-495, 2008.
9. W.H.Gage, D.A.Winter, J.S.Frank, A.L.Adkin, "Kinematic and kinetic validity of the inverted pendulum model in quiet standing." *Gait and Posture*, vol. 19, pp. 124-132, 2004.
10. D.A.Winter, F.Prince, J.S.Frank, C.Powell, K.F.Zabjek, "Unified Theory Regarding A/P and M/L Balance in Quiet Stance", *Journal of Neurophysiology*, vol. 75, pp. 2334-2343, June 1996.
11. M.Casadio, P.Morasso, V.Sanguineti, "Direct measurement of ankle stiffness during quiet standing: implications for control modelling and clinical application.", *Gait Posture*, vol. 21, pp. 410-424, 2005

12. I.D.Loram, M.Lakie, "Direct measurement of human ankle stiffness during quiet standing: the intrinsic mechanical stiffness is insufficient for stability", *J.Physiol*, vol. 545, pp. 1041-1053, 2002
13. I.D.Loram, S.M.Kelly, M.Lakie, "Human balancing of an inverted pendulum: is sway size controlled by ankle impedance?", *Journal of Physiology*, vol. 532.3, pp. 879-891, 2001
14. K.Masani, A.H.Vette, N.Kawashima, M.R.Popovic, "Neuromusculoskeletal Torque-Generation Process Has a Large Destabilizing Effect on the Control Mechanism of Quiet Standing", *J.Neurophysiol*, vol. 100, pp.1465-1475, 2008
15. A.J.Fuglevand, D.A.Winter, A.E.Patla, "Models of Recruitment and Rate Coding Organization in Motor-Unit Pools", *Journal of Neurophysiology*, vol. 70, pp. 2470-2488, 1993
16. R.B.Stein, A.S.French, A. Mannard, R.Yemm, "New methods for analysing motor function in man and animals", *Brain Reserch*, vol. 40, pp. 187-192, 1972
17. J.Bobet, R.B.Stein, "A simple model of force generation by skeletal muscle during dynamic isometric contractions.", *IEEE Trans Biomed Eng.*, vol. 45, pp.1010-1016, 1998
18. F.E.Zajac, "Muscle and tendon: properties, models, scaling, and application to biomechanics and motor control.", *Crit Rev Biomed Eng.*, vol. 17, pp. 359-411, 1989
19. D.A.Winter, *Biomechanics and Motor Control of Human Movement.*, Hoboken, NJ: Wiley, 2005, pp. 325
20. OT Bioelettronica s.r.l. "DuePro user manual v1.1". Torino (TO)-Italia, Gennaio, 2018
21. Kistler Instrumente AG Winterthur, "Portable Multicomponent Force Plate for Biomechanics, Type 9286A", Winterthur-Svizzera
22. F.Agnello, "Tricipite surale in stazione eretta e nel bilanciamento di un pendolo inverso virtuale: analisi e confronto dei pattern di attivazione." M.S. tesi, DET, Politecnico di Torino, Torino, Italia, 2018.
23. R.Fitzpatrick, D.I.McCloskey, "Proprioceptive, visual and vestibular thresholds for the perception of sway during standing in humans", *J.Physiol*, vol. 478, pp. 173-186, 1994

24. R.C.Fitzpatrick, J.L.Taylor, D.I.McCloskey, "Ankle stiffness of standing humans in response to imperceptible perturbation: reflex and task-dependent components.", *J.Physiol*, vol. 454, pp. 533-547, 1992a
25. R.C.Fitzpatrick, R.B.Gorman, D.Burke, S.C.Gandevia, "Postural proprioceptive reflexes in standing human subjects: bandwidth of response and transmission characteristics.", *J.Physiol*, vol. 458, pp. 69-83, 1992b
26. P.Morasso, M.Casadio, D.De Santis, T.Nomura, F.Rea, J.Zenzeri, "Stabilization strategies for unstable dynamics", *Journal of Electromyography and Kinesiology*, vol. 24, pp. 803-814, 2014
27. D.A.Winter, A.E.Patla, F.Prince, M.Ishac, K.Gielo-Perczak, "Stiffness Control of Balance in Quiet Standing", *Journal of Neurophysiology*, vol. 80, pp. 1211-1221, 1998
28. P.G.Morasso, G.Spada, R.Capra, "Computing the COM from the COP in postural sway movements", *Human Movement Science*, vol. 18, pp. 759-767, 1999
29. M.Jacono, M.Casadio, P.G.Morasso, V.Sanguineti, "The Sway-Density Curve and the Underlying Postural Stabilization Process", *Motor Control*, vol.8, pp. 292-311, 2004

Elenco figure

1. R.Borgacci, G.Bertelli, A.Griguolo, I.Randi. "Organizzazione del corpo". Internet: <https://www.my-personaltrainer.it/anatomia/assi-e-piani-corpo-umano.htm>
2. Carlo Capelli. "Il sistema vestibolare". Internet: http://www.carlocapelli.it/ftp/didattica/scienze_motorie/Sistemi%20Sensoriali/6.Sistema%20vestibolare.pdf
3. Daniele Sabatucci. "La propriocezione". Internet: <https://www.nonsolofitness.it/ginnastica-posturale/postura/la-propriocezione.html>
4. D.U.Silverthorn. *Fisiologia. Un approccio integrato*. University of Texas-Austin: Casa Editrice Ambrosiana, 1995, pp. 1-899.

5. D.A.Winter, F.Prince, J.S.Frank, C.Powell, K.F.Zabjek, "Unified Theory Regarding A/P and M/L Balance in Quiet Stance", *Journal of Neurophysiology*, vol. 75, pp. 2334-2343, June 1996.
6. A.Bottaro, Y.Yasutake, T.Nomura, M.Casadio, P.Morasso, "Bounded stability of the quiet standing posture: an intermittent control model", *Human Movement Science*, vol. 27, pp. 473-495, 2008.
7. Politecnico di Torino. "Postura e deambulazione". Internet: <http://elite.polito.it/files/courses/01OQM/slide2014/32-postura-deambulazione.pdf>
8. A.J.Fuglevand, D.A.Winter, A.E.Patla, "Models of Recruitment and Rate Coding Organization in Motor-Unit Pools", *Journal of Neurophysiology*, vol. 70, pp. 2470-2488, 1993
9. K.Masani, A.H.Vette, N.Kawashima, M.R.Popovic, "Neuromusculoskeletal Torque-Generation Process Has a Large Destabilizing Effect on the Control Mechanism of Quiet Standing", *J.Neurophysiol*, vol. 100, pp.1465-1475, 2008.
10. OT Bioelettronica s.r.l. "DuePro user manual v1.1". Torino (TO)-Italia, Gennaio, 2018
11. Kistler Instrumente AG Winterthur, "Portable Multicomponent Force Plate for Biomechanics, Type 9286A", Winterthur-Svizzera

Ringraziamenti

Ringrazio il mio relatore Taian Martins Vieira per avermi supportato e seguito con professionalità, disponibilità e pazienza nell'elaborazione di questa tesi.

Un ringraziamento al professore Marco Gazzoni, per avermi guidata durante il percorso di studio e per avermi dato la possibilità di partecipare a questo progetto tesi.

Infine, ringrazio Fabio Dos Anjos, Talita Pinto, Davide Mastrapasqua, per avermi consigliata nel lavoro svolto, e la mia collega Fabiola Agnello, per avere collaborato insieme a me per questo studio sperimentale di tesi.