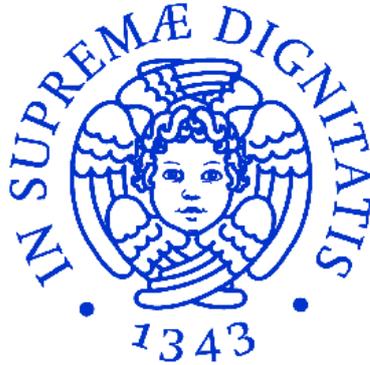


**UNIVERSITÀ DI PISA**



**Facoltà di Ingegneria**

**Corso di laurea in Ingegneria Biomedica**

Tesi di Laurea Magistrale

**Analisi della Risposta  
Neuromuscolare a una Perturbazione  
Medio - Laterale del Cammino**

**Progettazione e Realizzazione della  
Piattaforma Perturbante e Caratterizzazione  
Biomeccanica**

Candidata

**Dafne Lombardi**

Relatori:

Prof. C. Laschi

Dott. V. Monaco

Dott. P. Tropea

Anno accademico 2014/2015



# Sommario

<b>UNIVERSITÀ DI PISA</b>	<b>1</b>
<b>FACOLTÀ DI INGEGNERIA</b>	<b>1</b>
<b>ANNO ACCADEMICO 2014/2015</b>	<b>1</b>
<b>CAPITOLO 1</b>	<b>5</b>
<b>OBIETTIVO DELLA TESI</b>	<b>5</b>
<b>CAPITOLO 2</b>	<b>7</b>
<b>STATO DELL'ARTE</b>	<b>7</b>
<b>2.1 SISTEMI DI PERTURBAZIONE DISTALE</b>	<b>7</b>
INCIAMPO	8
SCIVOLAMENTO	11
<b>2.2 SISTEMI DI PERTURBAZIONE PROSSIMALE</b>	<b>18</b>
<b>2.3 RISULTATI OTTENUTI AD OGGI</b>	<b>24</b>
COORDINAZIONE DURANTE LA CAMMINATA NON PERTURBATA	24
RISPOSTE ALLE PERTURBAZIONI	25
CONCLUSIONI SUI DISPOSITIVI DI PERTURBAZIONE	32
<b>CAPITOLO 3</b>	<b>35</b>
<b>PROGETTAZIONE E SVILUPPO DEL MECCANISMO DI PERTURBAZIONE</b>	<b>35</b>
<b>3.1 ANALISI PRELIMINARI</b>	<b>35</b>
SISTEMA BILATERALE DI MOLLE	35
SISTEMA UNILATERALE CON TELAIO TEMPORANEO	37
SOLUZIONE CON MOLLE IN SERIE	37
SOLUZIONE CON MOLLE IN PARALLELO	39
<b>3.2 FUNZIONAMENTO DEL DISPOSITIVO DI PERTURBAZIONE</b>	<b>40</b>

<b>3.2.1. PROGETTAZIONE DEL PRIMO MODULO SLITTA-MOTORE</b>	<b>45</b>
ANALISI CINEMATICA E DINAMICA	47
DIMENSIONAMENTO DEL SISTEMA BIELLA-MANOVELLA	50
DIMENSIONAMENTO DEL MOTORE	54
<b>3.2.2 PROGETTAZIONE DEL SECONDO MODULO SLITTA-MOTORE</b>	<b>60</b>
<b><u>3.3 PROGETTAZIONE DEL SISTEMA DI CONTROLLO</u></b>	<b>61</b>
<b>3.3.1 SETTAGGIO DELLE COMPONENTI CIRCUITALI</b>	<b>62</b>
INGRESSI	62
USCITE	63
<b>3.3.2 GESTIONE DEL SOFTWARE</b>	<b>64</b>
<b><u>CAPITOLO 4</u></b>	<b>66</b>
<b><u>RISULTATI</u></b>	<b>66</b>
<b><u>4.1 REALIZZAZIONE DELLA PIATTAFORMA PERTURBANTE</u></b>	<b>66</b>
<b>4.1.1 REALIZZAZIONE DELLE PARTI MECCANICHE</b>	<b>66</b>
<b>4.1.2 REALIZZAZIONE DEL CIRCUITO DI CONTROLLO</b>	<b>71</b>
<b><u>4.2 PROTOCOLLO SPERIMENTALE</u></b>	<b>72</b>
<b>4.2.1 TEST AL BANCO</b>	<b>72</b>
<b>4.2.2 TEST SU SOGGETTI</b>	<b>74</b>
TEST DA FERMO	74
TEST DURANTE LA CAMMINATA	76
<b><u>4.3 RISULTATI</u></b>	<b>77</b>
<b><u>4.4 CONCLUSIONI</u></b>	<b>85</b>
<b><u>4.5 SVILUPPI FUTURI</u></b>	<b>87</b>
<b><u>A.I ELEMENTI DEL MANOVELLISMO DI SPINTA</u></b>	<b>89</b>
<b><u>A.II ELEMENTI DEL TELAIO DEI MODULI SLITTA MOTORE</u></b>	<b>90</b>
<b><u>A.III ELEMENTI PER AGGANCIO E GUIDA DELLA CORDA</u></b>	<b>98</b>

# CAPITOLO 1

## Obiettivo della tesi

---

Negli ultimi anni, nel settore della riabilitazione, si è manifestato un forte incremento dell'utilizzo di nuovi metodi di valutazione strumentale e funzionale del movimento.

Lo studio della camminata, in particolare, costituisce un argomento di grande interesse dal punto di vista clinico in quanto coinvolge tre sistemi fisiologici fondamentali: il sistema nervoso, il sistema muscolo-scheletrico e il sistema sensoriale. La ricerca di base in questo caso è finalizzata alla messa a punto di metodi di misura innovativi per l'analisi biomeccanica e fisiologica della camminata e delle sue possibili perturbazioni: la valutazione di parametri cinematici e dinamici può fornire indicazioni importanti sull'efficienza globale della prestazione motoria.

Il cammino può essere definito come una sequenza ciclica di movimenti ritmici alternati che consente lo spostamento in avanti del corpo. Un aspetto cruciale, oltre alla progressione, è il mantenimento dell'equilibrio durante le variazioni posturali; a tale riguardo è interessante studiare le risposte reattive che intervengono a seguito di un evento perturbativo, ad esempio uno scivolamento o una spinta, volte a ripristinare la stabilità dinamica del soggetto. La caratterizzazione del controllo muscolare, effettuata tramite misure elettromiografiche, fornisce indicazioni sui muscoli coinvolti nell'azione di recupero e sui loro tempi di attivazione.

Un problema che si manifesta sempre più spesso è legato all'invecchiamento della popolazione: tra i soggetti più anziani il rischio di cadere è molto più alto rispetto ai soggetti più giovani. I fattori che aumentano il rischio sono probabilmente legati alla minore reattività muscolare dei soggetti anziani, e in generale si traducono in strategie di recupero dalla perturbazione diversificate a seconda della fascia di età. Studiare i meccanismi fisiologici di recupero dell'equilibrio può, quindi, fornire indicazioni utili per definire il tipo di risposta

che viene messo in atto e programmare eventuali interventi finalizzati alla prevenzione della caduta.

Da questi presupposti si delinea l'obiettivo di questa tesi, ovvero lo studio della risposta alla perturbazione del baricentro. Al fine di perseguire questo obiettivo, la prima fase del lavoro di tesi è stata lo sviluppo di un nuovo set-up per la realizzazione di esperimenti di perturbazione della camminata. Particolare attenzione è stata rivolta alla scelta del tipo di perturbazione da applicare e delle modalità di attuazione della stessa. Tra i vari tipi di perturbazione che possono intervenire in una camminata "normale" sicuramente uno dei più rilevanti è lo sbilanciamento a livello del baricentro del corpo; per questo motivo la strumentazione meccanica è stata sviluppata con il fine di applicare perturbazioni al livello del bacino. In ambito di progettazione, l'intento principale è stato quello di realizzare un dispositivo capace di fornire una perturbazione il più possibile impulsiva all'interno di prove di camminata non perturbata, allo scopo di valutare la risposta reattiva che permette al corpo di ristabilire il suo equilibrio evitando la caduta.

La seconda fase del lavoro è consistita nel collaudo del funzionamento di base del dispositivo in prove senza soggetto e con soggetto fermo.

In seguito si è proceduto alla validazione del dispositivo, volta a verificarne l'efficacia come agente perturbativo. I test di validazione sono stati realizzati attraverso la misurazione elettromiografica dell'attività dei muscoli coinvolti nella risposta alla perturbazione, su soggetti giovani sani. Il confronto tra l'attività normale dovuta allo svolgimento della camminata e l'attività di recupero da una possibile caduta fornisce indicazioni sull'entità della perturbazione stessa, e quindi sull'efficacia del dispositivo realizzato. Sono stati svolti esperimenti con misure EMG con soggetti fermi e in camminata, e applicando perturbazioni di varia durata e intensità. Attraverso l'utilizzo di questo dispositivo in esperimenti progettati adeguatamente, si potrà contribuire ad aumentare la conoscenza della dinamica di recupero da questo tipo di perturbazione e allo sviluppo di nuovi modelli di aiuto per i soggetti più esposti a problemi deambulatori, come possono essere gli anziani o le persone con qualche tipo di disabilità.

# CAPITOLO 2

## Stato dell'arte

---

Le cadute sono state ampiamente studiate nel corso degli ultimi anni a causa della crescita dell'aspettativa di vita e l'incremento relativo del rischio di caduta: la caduta è infatti riconosciuta come uno dei problemi più seri per le persone anziane, e implica alti costi sia per i soggetti stessi, in quanto la loro qualità di vita può risultare molto ridotta in seguito ad una caduta, sia per la società, in termini di costi ospedalieri [1]. Molti studi riferiscono che circa un anziano su 3 sopra ai 65 anni riporta almeno una caduta all'anno [2], subendone danni più o meno seri.

La prevenzione delle cadute è, quindi, una questione rilevante per la salute della popolazione e i costi relativi alla sanità pubblica. Studiare la dinamica della risposta alle perturbazioni può essere utile alla comprensione del meccanismo con cui avviene il controllo della stabilità del soggetto in movimento, e dare così un importante contributo nella prevenzione delle cadute.

Nel corso degli anni vari gruppi di ricerca si sono concentrati sulla messa a punto di sistemi che replichino le condizioni di caduta. Dal punto di vista biomeccanico la caduta può essere dovuta a molte cause diverse, che è possibile classificare in inciampi, scivolamenti e spinte a livello del baricentro [2]; molti sistemi simulativi sono stati sviluppati con l'intento di ricreare eventi perturbativi della camminata sia a livello distale, sia a livello prossimale.

### 2.1 Sistemi di perturbazione distale

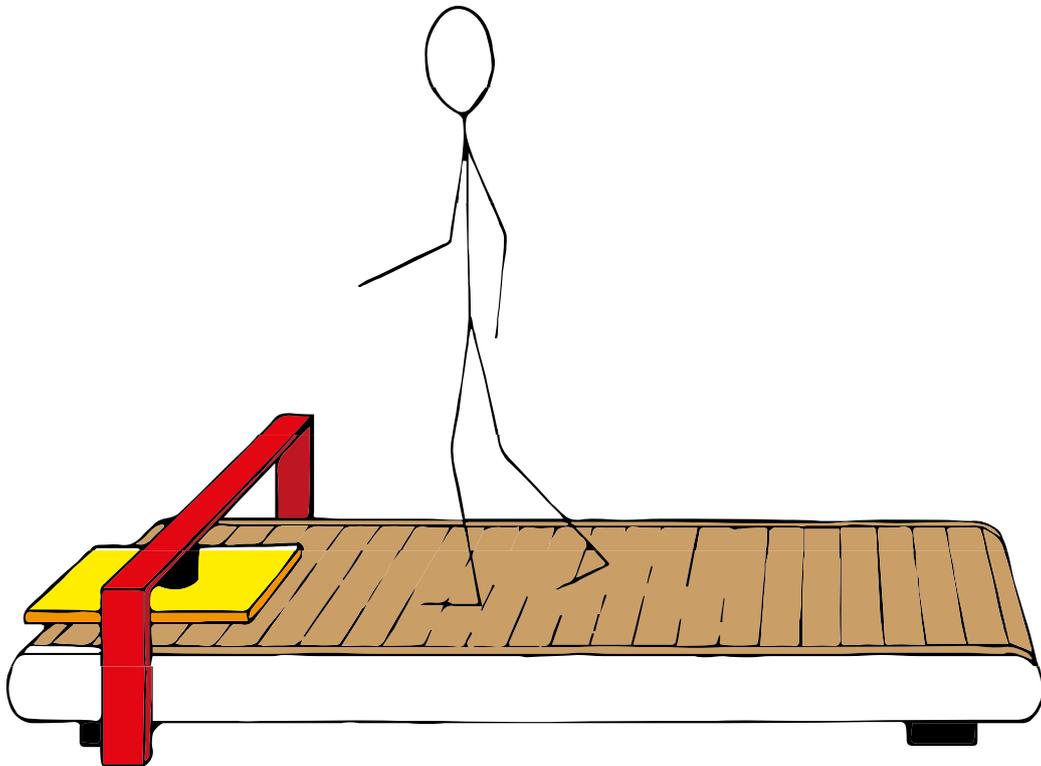
In letteratura sono presenti moltissimi studi che comportano la simulazione di uno scivolamento o di un inciampo durante la locomozione. I primi dispositivi progettati a questo fine sono stati sviluppati verso la fine degli anni '90; molti di quelli realizzati fino ad ora condividono alcuni elementi costitutivi fondamentali:

- una superficie di camminamento ben delimitata, costituita da un tapis roulant o da una piattaforma sensorizzata;

- sensori di forza per misurare le pressioni esercitate dal piede sulla superficie di camminamento;
- un software di gestione dei dati;

## ***Inciampo***

Un inciampo può essere definito come un evento in cui il piede che si trova in fase di oscillazione viene in contatto con un ostacolo imprevisto. Per simulare questo tipo di evento sono stati sviluppati alcuni sistemi che prevedono l'applicazione di una perturbazione diretta della gamba in fase di volo, e altri che prevedono la presenza di ostacoli mobili lungo il tracciato.



**Figura 2. 1** Set-up dell'esperimento di Schillings e colleghi [3]. In giallo è indicato l'ostacolo, in nero l'elettrocalamita (fissata all'elemento in rosso) che lo sposta sul tapis roulant (in marrone chiaro).

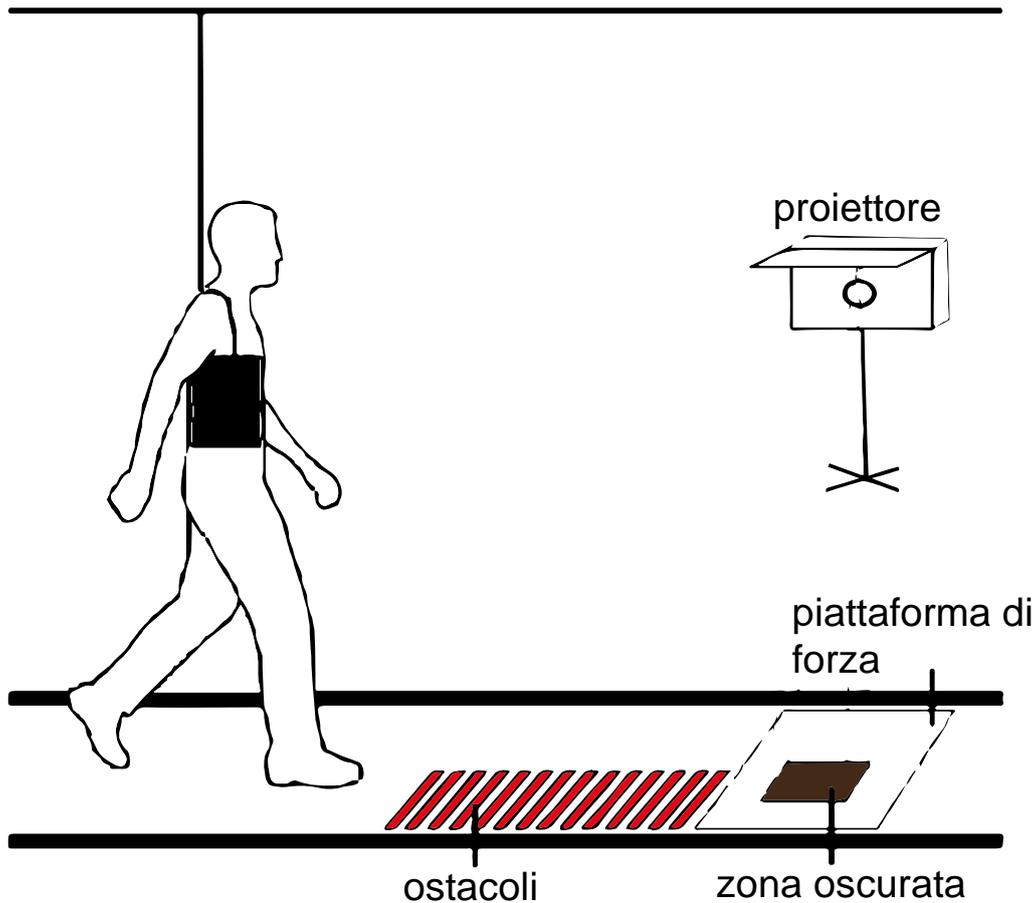
[Illustrazione tratta e modificata da [3]].

Il sistema presentato da Schillings e colleghi [3], ad esempio, è costituito da un tapis roulant, sensori bipolari EMG posizionati sulla gamba sinistra, un goniometro per misurare l'angolo di flessione del ginocchio sinistro, sensori di forza sulla soletta della scarpa e sull'ostacolo, e un sistema di registrazione della

posizione dei marker applicati sul soggetto. La perturbazione, in questo caso un inciampo, è provocata facendo scorrere un ostacolo sopra il tappeto. L'ostacolo è costituito da materiale misto tra legno, schiuma di polistirene e ferro, lungo 30 cm, profondo 40 cm e alto 4,5 cm, di peso pari a 2,2 kg; il peso è sufficientemente grande da mantenere l'ostacolo in posizione anche in seguito all'impatto con il piede, ma anche sufficientemente piccolo da non causare danni al soggetto. Quando la perturbazione non è attiva, l'ostacolo viene mantenuto a distanza di circa 1 m davanti al soggetto attraverso un elettromagnete montato sul tappeto (Figura 2. 1); con un ritardo prestabilito rispetto al momento di contatto del tallone destro (o sinistro) sul tappeto, l'elettromagnete rilascia l'ostacolo, che impatta il piede sinistro (quello in oscillazione). Il momento dell'impatto viene determinato attraverso la misura dell'uscita del sensore di forza sull'ostacolo. In un sistema di questo tipo è fondamentale che il soggetto mantenga la stessa posizione sul tappeto durante il cammino (per evitare che l'ostacolo venga saltato o anticipato), perciò sono stati utilizzati dei riferimenti visivi sui muri e sulla ringhiera del tappeto. I soggetti non devono essere informati dell'arrivo dell'ostacolo per non alterare i loro passi nel tentativo di evitarlo.

Un altro dispositivo che fa uso di un tapis roulant è quello presentato da Forner Cordero [4]; la velocità del tappeto è impostata su  $1,1 \text{ m/s}^2$  e il disturbo viene dato attraverso una corda legata alla gamba sinistra del soggetto. La corda frena la gamba nella sua fase di oscillazione in avanti, modificandone la traiettoria; l'attuazione avviene tramite un sistema a aria compressa; l'apparato complessivo prevede anche il monitoraggio in tempo reale dell'uscita di sensori di forza, posti sotto ai piedi, per controllare l'attivazione dell'azione di blocco, e un sistema di 5 telecamere per il controllo del movimento. Un set-up di questo tipo si presta molto bene a variare la durata e il momento di attivazione della perturbazione nelle diverse fasi del ciclo di passo, in modo da indurre risposte diverse a seconda dei vari casi; è quindi utile per studiare come si differenziano le strategie di recupero messe in atto in funzione della fase di attivazione e della durata della perturbazione.

L'utilizzo del tapis roulant permette di indurre perturbazioni in modo riproducibile all'interno del ciclo di passo, e di valutare l'effetto che esse hanno sui passi successivi (che si possono continuare a registrare); si deve però tenere conto del fatto che la risposta del soggetto potrebbe essere leggermente falsata dal dover mantenere la velocità del tappeto, che in questo caso è fissata allo stesso valore per tutti i soggetti (in totale 5) e per tutta la prova.



**Figura 2. 2** Dispositivo di perturbazione di Potocanac e colleghi [5]. [Illustrazione tratta e modificata da[5]].

Più recentemente è stato sviluppato un apparato [5, 6] che prevede come elemento principale non un tapis roulant, ma una piattaforma sensorizzata lunga 12m e larga 2,5 m. La piattaforma è provvista di 14 ostacoli (21 per [6]) alti 15 cm nascosti e distribuiti su una lunghezza di 1m (1,5 m per [6]). L'ostacolo che deve essere rilasciato dalla piattaforma viene selezionato in base ai parametri cinematici del soggetto: appena il piede sinistro tocca la superficie, l'ostacolo più vicino alla linea mediana del piede di appoggio viene rilasciato, in modo da causare un inciampo nella fase di media oscillazione del piede destro. Questo

dispositivo (Figura 2. 2) prevede inoltre la possibilità di proiettare sulla piattaforma un rettangolo di dimensione 30 x 50 cm; viene proiettato nella posizione media di appoggio del piede di recupero, calcolata individualmente per ogni soggetto. Il rettangolo costituisce un ostacolo potenziale, ovvero è una zona in cui potrebbe essere presente un secondo ostacolo consecutivo al primo; ai soggetti viene data l'istruzione di evitare di mettere il piede sopra al rettangolo, per analizzare come cambia la loro risposta in seguito all'applicazione di questa variante nella perturbazione.

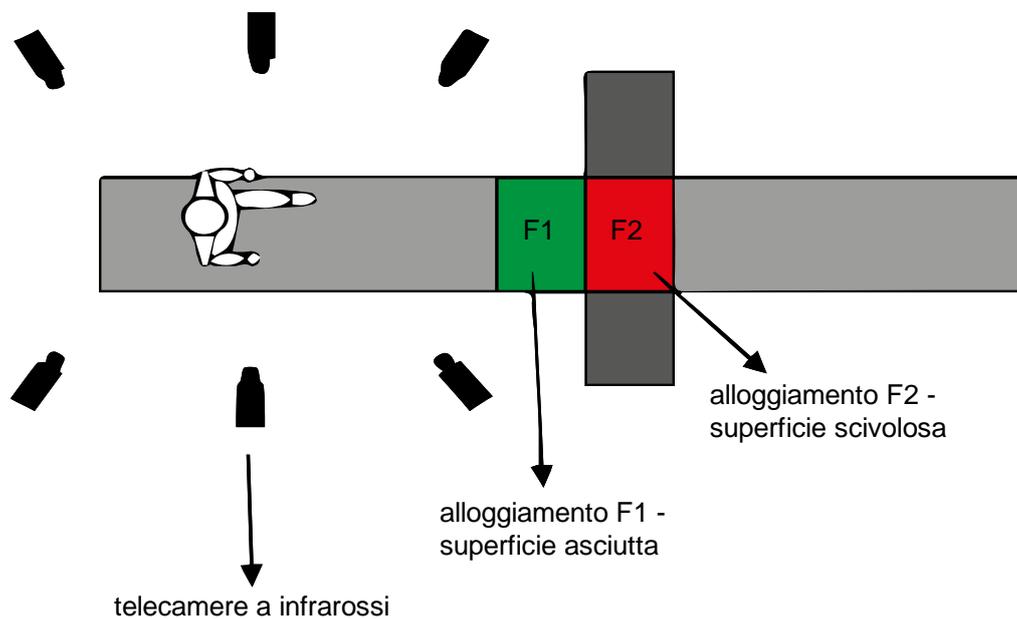
Gli esperimenti condotti con questo apparato permettono quindi l'analisi delle strategie di recupero dall'inciampo e della loro adattabilità in caso di ulteriore perturbazione applicata durante la fase di recupero stessa.

### **Scivolamento**

Lo scivolamento è un evento che, al contrario dell'inciampo, coinvolge la gamba in appoggio. È dovuto alla diminuzione del coefficiente di attrito tra la superficie d'appoggio e il piede, con conseguente aumento dell'accelerazione reciproca.

Per quanto riguarda i sistemi che simulano lo scivolamento si riscontrano, per lo più, due macrofiloni, legati uno alla riproduzione realistica della situazione ambientale, l'altro allo sviluppo di dispositivi progettati ad hoc per la generazione di disturbi sulla superficie di appoggio. Ne derivano modalità di applicazione dell'agente perturbativo diverse: nel primo caso meccanica, nel secondo attivata da un sistema elettromeccanico.

Un esempio del primo gruppo è lo studio di Cham e Redfern [7], in cui gli autori si sono avvalsi di un tracciato in cui sono inserite piattaforme di forza. La superficie di camminamento è costituita da materiale vinilico (adatto alla simulazione realistica dell'ambiente) su strato di compensato di spessore 1,9 cm; la condizione di scivolamento in questo caso viene prodotta contaminando il tracciato con olio sintetico (il coefficiente di attrito dinamico è pari a 1,41 quando il tracciato è asciutto, e pari a 0,12 quando è contaminato con olio); vengono fornite soltanto scarpe con soles in PVC. Per l'analisi del movimento è stato utilizzato un sistema di telecamere a LED; i dati cinematici e quelli dei sensori di forza sulla piattaforma sono stati sincronizzati e collezionati tramite LabView.

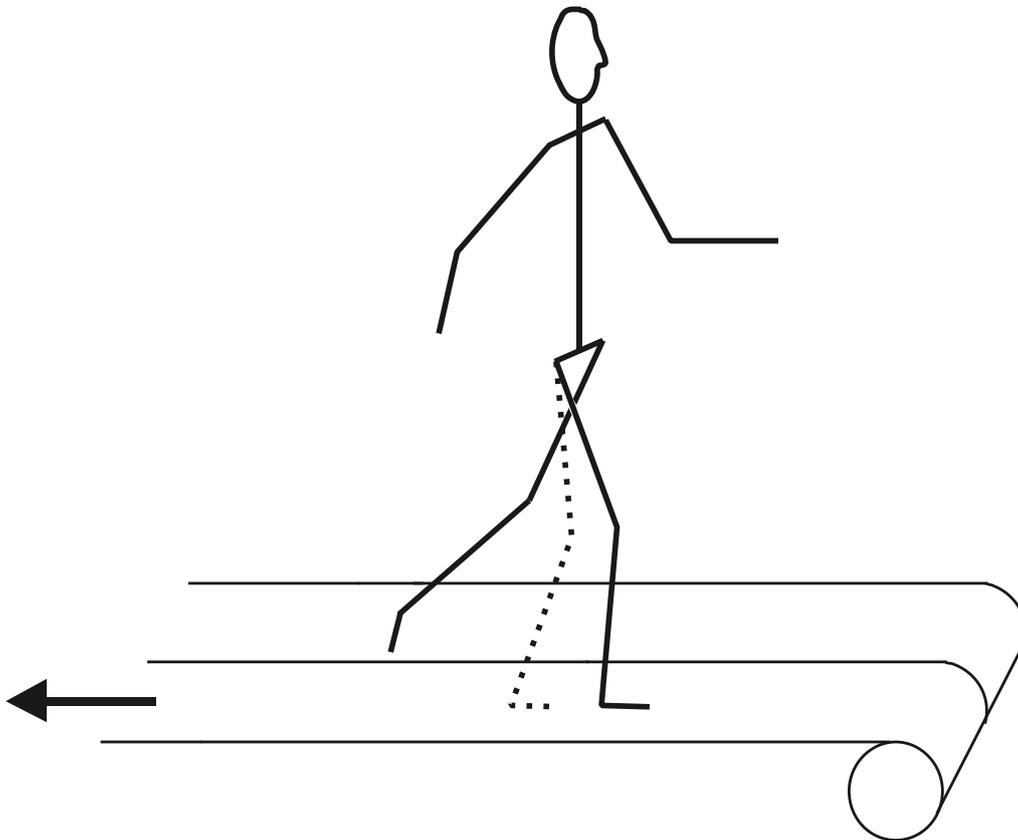


**Figura 2. 3** Setup dell'esperimento di Lockhart [8]. Le sei telecamere a infrarossi seguono il soggetto. L'alloggiamento F1 è associato all'assestamento della gamba sul piatto di forza n.1 prima di fare il passo con l'altra gamba sulla superficie scivolosa collocata in F2 (piatto di forza n.2).[Illustrazione tratta e modificata da [8]].

Un altro apparato leggermente diverso è quello utilizzato da Lockhart e colleghi [8] (Figura 2. 3): anche questo è costituito da un tracciato di materiale vinilico sul quale i soggetti possono camminare in avanti o indietro. La zolla centrale di questo tracciato può essere sostituita da una zolla in cui la superficie vinilica è contaminata con acqua saponata (in rapporto 2 a 3 tra sapone e acqua, rispettivamente), con un coefficiente di attrito dinamico pari a 0,08. La sostituzione avviene facendo scorrere le due zolle, e il soggetto in esame può esserne informato o meno; ciò permette l'utilizzo di questo dispositivo sia per esperimenti in cui il soggetto è consapevole della superficie su cui cammina (come in [8]) sia per quelli in cui non lo è. Rendere la superficie contaminata visibile al soggetto è utile per studiare la strategia che mette in atto per evitare di cadere, ovvero la sua risposta proattiva, esaminando le variazioni sia a livello delle attività muscolari che dei parametri cinematici che caratterizzano la camminata. Tipicamente le attivazioni muscolari vengono misurate tramite EMG,

mentre i dati cinematici sono rilevati dal sistema di sei telecamere a infrarossi corredato di marker passivi.

Riguardo al secondo gruppo, il dispositivo che tipicamente viene utilizzato è, come nel caso delle simulazioni di inciampo, un tapis roulant, ma questo viene accelerato o decelerato; di solito [9, 10, 11, 12] viene impostata come velocità di base quella abituale del soggetto, o comunque vicina a 1m/s, e la perturbazione viene applicata in una precisa fase del passo (prestabilita) accelerando o decelerando il tappeto.

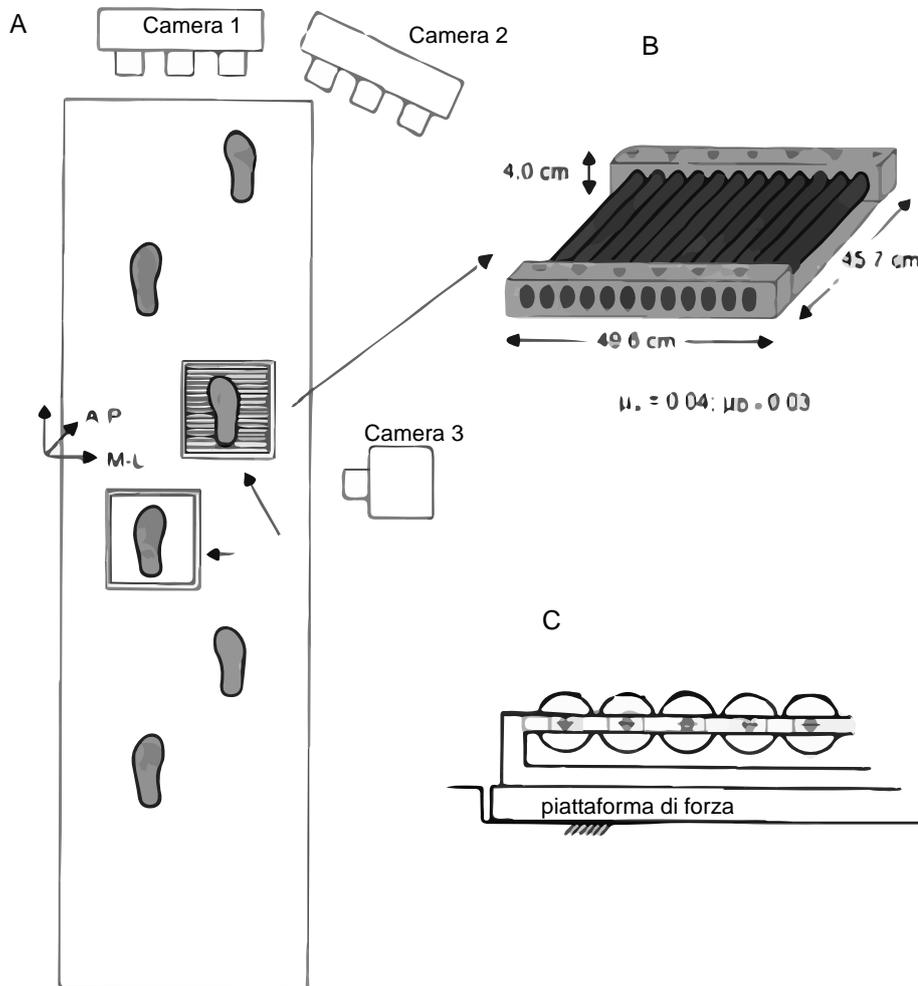


**Figura 2. 4** Accelerazione del tapis roulant applicata durante la fase di medio appoggio del piede destro.

[Illustrazione tratta e modificata da [9]].

Ad esempio Dietz e colleghi [9] hanno proposto esperimenti in cui hanno fatto camminare i soggetti in avanti a 3,5 Km/h attivando sul tappeto destro una decelerazione di  $5 \text{ m/s}^2$  per 100 ms o un'accelerazione di  $12 \text{ m/s}^2$  per 40 ms; hanno valutato l'effetto in due fasi diverse del passo, ovvero a 0,15 s – medio

appoggio - e a 0,25 s – appoggio finale - dal contatto del tallone destro sul tappeto (misurato tramite sensori di forza posizionati sotto il tappeto) (Figura 2. 4).



**Figura 2. 5** Setup dell'esperimento di Marigold e Patla [10]: A) vista dall'alto del tappeto con le piattaforme di forza e i rulli montati su una di esse; B) disegno 3D della struttura su cui sono montati i rulli; C) disegno 2D della stessa struttura [Illustrazione tratta e modificata da [10]].

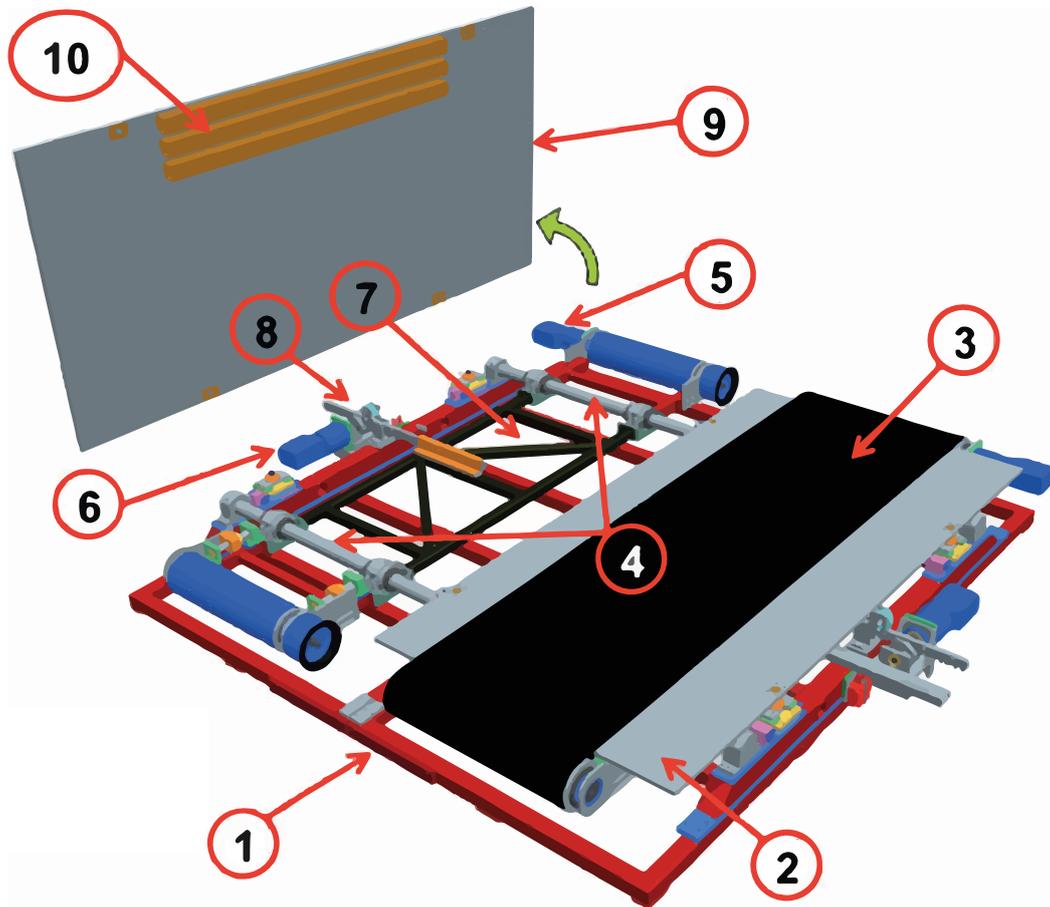
Un dispositivo diverso è, invece, quello utilizzato da Marigold e Patla [10]: si tratta di un set di cilindri di acciaio che possono essere bloccati o no; se non sono bloccati, al contatto con il piede danno uno scivolamento in direzione antero-posteriore. I cilindri hanno massa di 38,6 Kg, diametro di 2,54 cm, coefficiente di attrito statico pari a 0,04 e dinamico 0,03; scorrono nel punto medio di un tracciato di legno sopraelevato di 3,8 cm e sono incastrati in una struttura che ha supporti rotondi per i cilindri nella parte superiore, e un piatto di acciaio nella parte inferiore; questo piatto di acciaio è in contatto con una piattaforma di forza

che misura le forze di reazione al suolo (Figura 2. 5). I cilindri non sono quindi in contatto diretto con la piattaforma, il che permette di non avere alterazioni nelle misure delle forze sul terreno, e ai cilindri stessi di ruotare liberamente (con la sola resistenza del supporto rotondo) quando non sono sottoposti a carico. I soggetti in esame camminano direttamente sui cilindri; al fine di ottenere una maggiore ripetibilità dell'esperimento vengono fatte delle prove preliminari per individuare la posizione da cui il soggetto deve partire per avere il giusto contatto tra il piede destro e i cilindri stessi, in modo da assicurarsi che la perturbazione avvenga sempre nella stessa fase del passo.

Nel corso degli anni si è pensato a completare la casistica degli scivolamenti provocando perturbazioni non solo in direzione antero - posteriore rispetto alla progressione del soggetto, ma anche in quella medio - laterale [11, 12]: perturbando in direzioni oblique la simulazione della caduta risulta più realistica [13].

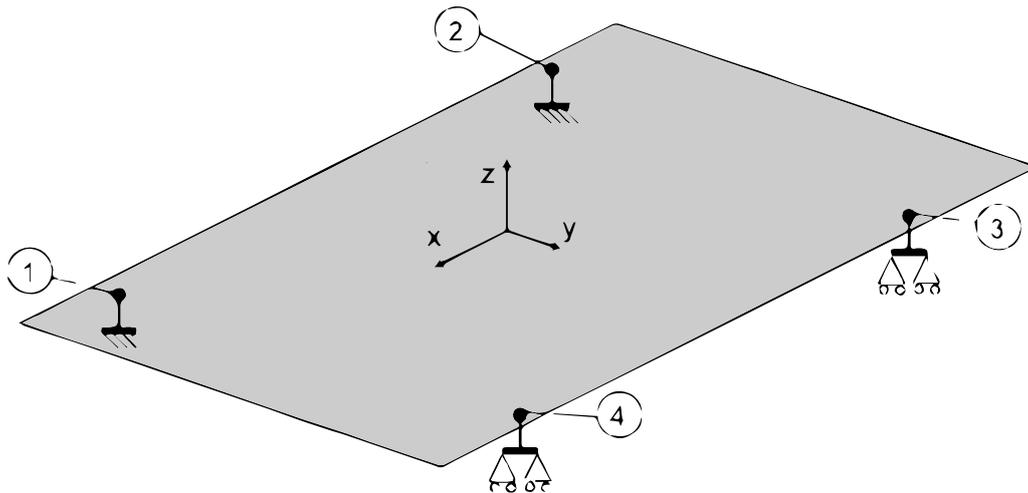
Una delle piattaforme più evolute è SENLY [12]: può fornire perturbazioni mono e bilaterali (su entrambi i piedi) in tutte le direzioni orizzontali, con la possibilità di registrare le forze esterne che agiscono sul soggetto in ogni momento. Questo la rende utilizzabile per portare avanti studi che precedentemente richiedevano l'impiego di dispositivi diversi, attivando la perturbazione in fasi diverse del ciclo di passo. Per quanto riguarda la struttura meccanica, SENLY è composta da due settori simmetrici, destro e sinistro, indipendenti. Ogni settore è composto da un tappeto che avvolge una superficie piana sensorizzata. Il tappeto (Figura 2. 6) è costituito da nastro scorrevole in pretensione, (la cui tensione può essere regolata da un sistema apposito) che collega rigidamente due cilindri a distanza fissata e permette il montaggio dei due motori brushless che azionano i cilindri; questo sistema consente il movimento del nastro nella direzione AP (antero – posteriore). La traslazione nella direzione ML (medio – laterale) è consentita attraverso il montaggio di due binari cilindrici connessi alla struttura principale che passano attraverso quattro alloggiamenti lineari: alla struttura del tappeto è connessa una guida, mentre il pignone è collegato alla struttura fissa. Anche in questa direzione l'attuazione avviene tramite motori senza spazzole. I nastri dei due settori

simmetrici possono quindi traslare in direzione AP e/o ML indipendentemente l'una dall'altra, ma sono distanziate tra loro di meno di 10 mm, permettendo una camminata comoda al soggetto.



**Figura 2. 6** Struttura interna di SENLY. 1) Base di supporto dell'impalcatura principale; 2) superficie sensorizzata destra; 3) cintura destra; 4) i due binari cilindrici; 5) sistema di attuazione in direzione AP e 6) ML per il tappeto sinistro; 7) struttura mobile; 8) sistema pignone-guida per il tappeto sinistro; 9) superficie sensorizzata sinistra (alzata); 10) barre rettangolari per aumentare la rigidità. [Illustrazione tratta e modificata da [12]].

La superficie sensorizzata, in ognuno dei due settori, si trova appena sotto al nastro, ed è connessa alla struttura principale tramite 4 celle di carico attraverso giunti sferici: 2 celle di carico triassiali sono fissate sui cilindri; le altre 2 sono monoassiali e sono montate sull'impalcatura principale tramite un binario scorrevole (Figura 2. 7).



**Figura 2. 7** Schema della superficie sensorizzata. 1) e 2) celle triassiali fissate ai binari cilindrici (struttura fissa); 3) e 4) celle monoassiali connesse alla struttura mobile tramite due binari a due gradi di libertà; tutte le celle sono connesse alla superficie sensorizzata tramite giunti sferici. [Illustrazione tratta e modificata da [12]].

Il sistema di controllo è composto da tre nodi connessi tramite protocollo Ethernet:

1. personal computer con Interfaccia Utente Remota – per la regolazione adeguata dei parametri del tappeto, ovvero posizione e velocità di tutti i suoi gradi di libertà; per il pre - processamento e la misurazione in tempo reale delle forze; per l’attivazione delle perturbazioni e per la procedura di calibrazione;
2. computer industriale con Piattaforma software di Controllo del Movimento: la piattaforma riceve i parametri caratteristici del profilo cinematico desiderato, e dopo aver pre – processato i dati invia comandi di posizione, velocità e accelerazione ai 4 servomotori integrati che controllano la velocità dei giunti, guidando il movimento in direzione AP e ML (i 4 servomotori sono connessi tramite 4 link seriali al computer);
3. sistema di misura per l’acquisizione dei dati dalle celle di carico.

Tramite SENLY la perturbazione può essere avviata sia in modo sincrono, ovvero tramite comando diretto dell’utente, sia in modo asincrono in base alla distribuzione dei carichi su entrambe le piattaforme. Dalla distribuzione delle componenti verticali delle forze di reazione al suolo si possono stimare le varie fasi del ciclo di passo (contatto iniziale, caricamento del peso, medio appoggio,

appoggio finale e pre – oscillazione); l’attivazione della perturbazione può essere settata in base a queste fasi, al piede di appoggio, alla velocità e al peso del soggetto.

L’analisi in tempo reale delle forze di reazione al suolo permette quindi l’avviamento asincrono dei vari tipi di perturbazione possibili all’interno di un ciclo di passo; questo consente di standardizzare gli esperimenti migliorando l’efficacia dell’analisi funzionale.

La prima tipologia di dispositivi di simulazione dello scivolamento ha il vantaggio, rispetto alla seconda, di alterare meno le condizioni ambientali in cui il soggetto si trova normalmente a camminare, e di conseguenza i dati caratteristici della sua andatura risultano meno influenzati dall’ambiente. Per contro però non garantisce la ripetibilità degli esperimenti e non permette di proporzionare la perturbazione sul soggetto, elementi, questi, fondamentali per poter confrontare tra loro le risposte dei vari soggetti esaminati e trarne informazioni più quantitative.

Al di là di questa diversità, comunque, i dispositivi fino ad ora menzionati sono limitati alla simulazione di perturbazioni che avvengono a livello della superficie di appoggio, non fornendo nessuna indicazione su che tipo di compensazione si può innescare quando il corpo deve reagire a uno sbilanciamento direttamente del suo baricentro. In altre parole, da soli non forniscono termini di paragone tra gli effetti di una perturbazione a livello distale e di una a livello prossimale.

## **2.2 Sistemi di perturbazione prossimale**

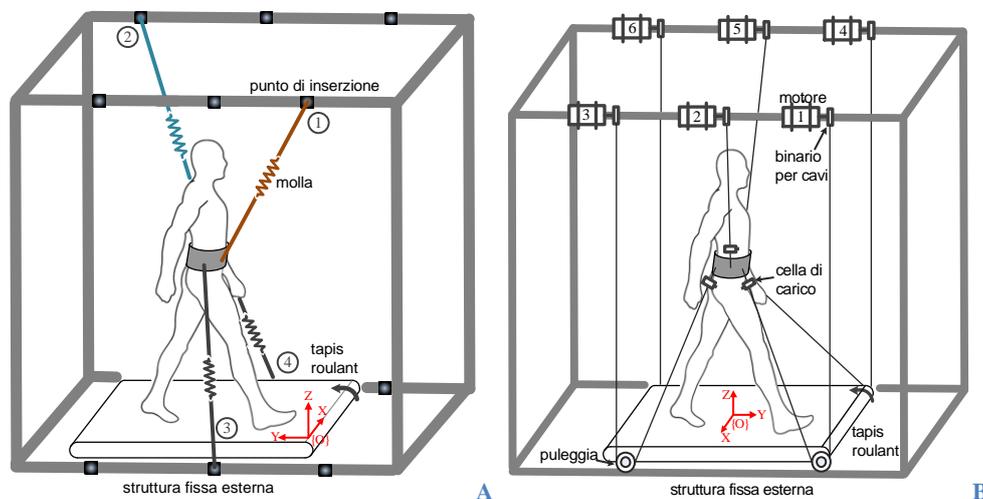
Il controllo reattivo dell’equilibrio è necessario non solo per inciampi o scivolamenti, ma anche per sbilanciamenti della massa del corpo. La risposta reattiva non necessariamente è la stessa nei due casi; svolgendo esperimenti in cui la perturbazione è applicata a livelli diversi, si otterranno risultati diversi. Per applicare perturbazioni a livello prossimale i metodi utilizzati nel corso degli anni sono stati molteplici. Soprattutto riguardo al metodo di azionamento di questo tipo di dispositivi sono state fatte scelte molto diverse dai vari gruppi di ricerca;

esistono in letteratura esempi di sistemi che si basano su azionamenti manuali, oppure elettromeccanici, pneumatici, o addirittura di nessun tipo.

Ad esempio, il dispositivo usato da Misiaszek [14] è composto semplicemente da un cavo che tira il soggetto indietro a livello della cresta iliaca. In questo sistema il soggetto indossa una cintura a cui sono fissati due cavi lunghi 3 m; dietro al soggetto si trova una maniglia che tira in modo uniforme entrambi i cavi (la maniglia è fissata all'altro capo dei cavi). I 3 metri di lunghezza dei cavi sono sufficienti a fare sì che piccole variazioni di posizione della maniglia non creino grosse variazioni nell'angolo di tiro. La maniglia viene mantenuta sempre alla stessa altezza. La perturbazione viene attivata tirando manualmente la maniglia indietro; in serie ai cavi viene posto un trasduttore di forza per registrare il profilo della forza di perturbazione nel tempo. Durante le prove il soggetto cammina su un tapis roulant alla sua velocità più comoda e la forza di tiro, pari al 20% del suo peso, viene applicata periodicamente per 350 ms. Un oscilloscopio fornisce il feedback sulla forza applicata alla maniglia. Gli altri sensori in gioco sono elettrodi EMG e elettrogoniometri applicati su braccia e gambe, sensori FSR nelle scarpe, e accelerometri per registrare la posizione della testa; anche questo sistema, inoltre, è provvisto di marker passivi e telecamere per il controllo del movimento.

L'apparato ideato da Vashista e colleghi [15], invece, è un sistema passivo, che si basa solo su principi meccanici, senza nessun tipo di attuazione. È costituito da molle collegate in serie a cavi, con un capo fissato a una struttura rigida, e l'altro al tutore indossato dal soggetto a livello delle anche (Figura 2. 8a). In serie alla molla su ogni cavo è inserita una cella di carico per misurarne la tensione. Il soggetto cammina su un tapis roulant all'interno della struttura fissa dei cavi. Oltre al fatto di essere passivo, e quindi meno costoso di altri, questo dispositivo ha il vantaggio di offrire molte possibilità di modulazione della perturbazione: è possibile cambiare il numero di cavi, la posizione del loro punto di aggancio sulla struttura fissa, e sostituire le molle per variarne la rigidità; in questo modo si possono studiare condizioni diverse per analizzare l'effetto che producono sulla camminata.

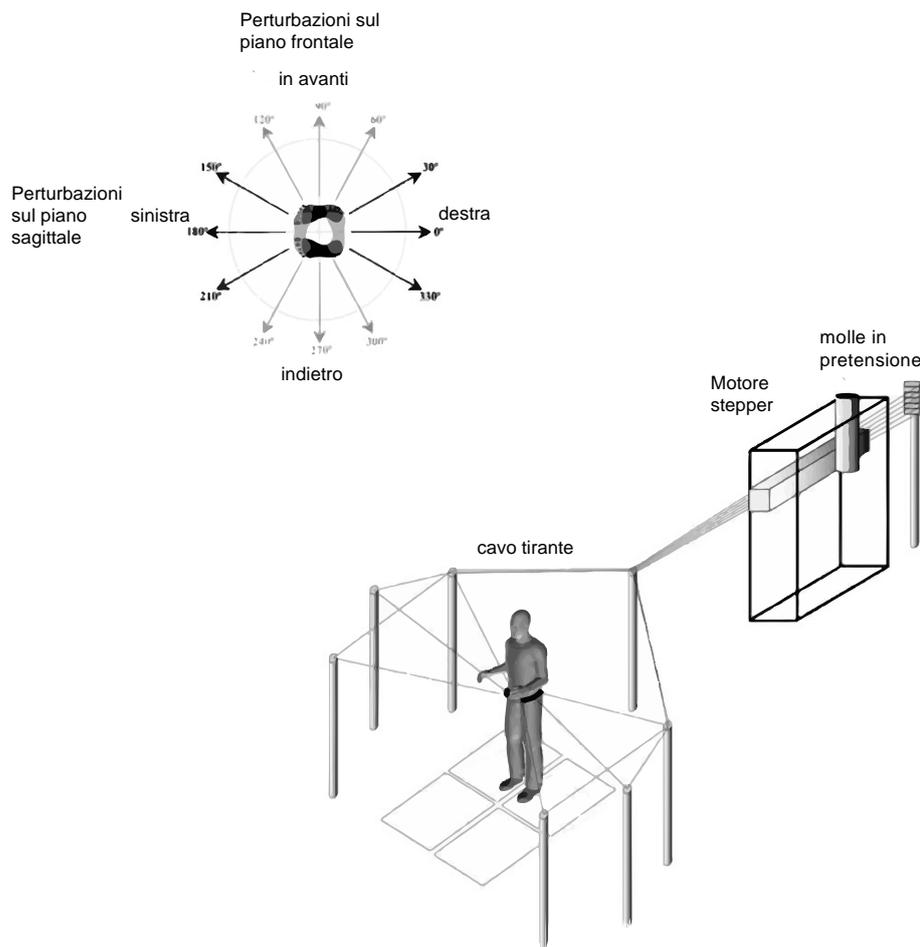
Di questo dispositivo esiste anche una versione attiva più recente [17], basata sulla stessa struttura, in cui però ogni cavo è collegato a un motore posizionato sulla struttura fissa (Figura 2. 8b). Al posto delle molle, quindi, viene usato un servomotore per imprimere una tensione sul cavo. Vengono usate delle pulegge per fare sì che i cavi, dal motore al bacino del soggetto, ruotino appropriatamente. Anche in questo caso si può variare il numero e la posizione dei motori sulla struttura fissa per raggiungere la configurazione desiderata. Per assicurarsi che non venga superata la forza massima di 75 N sui cavi, questi vengono inseriti in dei binari, che evitano che i cavi si annodino.



**Figura 2. 8** Dispositivo realizzato da Vashista e colleghi [15,16, 17]. **A:** struttura passiva con 4 cavi, **B:** struttura attiva con 6 cavi. [Illustrazioni tratte e modificate da [16] e [17]].

Altri sistemi si basano sull'azionamento di un motore. Il dispositivo presentato da Mille e colleghi [18], ad esempio, è un sistema di tiro costituito da cavi e pulegge e controllato da un motore a passo. Sono presenti sei cavi tiranti e sette pulegge montati su otto aste verticali di altezza modulabile. La prima asta è allineata con il supporto del motore; da questa si distribuiscono nello spazio due gruppi di tre cavi tiranti, un gruppo a destra e uno a sinistra della zona di registrazione dell'esperimento; le altre sei aste sono posizionate con un angolo di 30° tra loro, in modo da essere distribuite simmetricamente nello spazio intorno all'area di registrazione. Il dispositivo di tiro vero e proprio è costituito dal motore a passo e da molle in pretensione (Figura 2. 9), ed è simile a quello presentato da Pidcoe e Rogers [19] per una sola direzione di tiro: al motore è associata una guida lineare che garantisce 30,5 cm di corsa massima e 472 N di forza di tiro massima; in serie

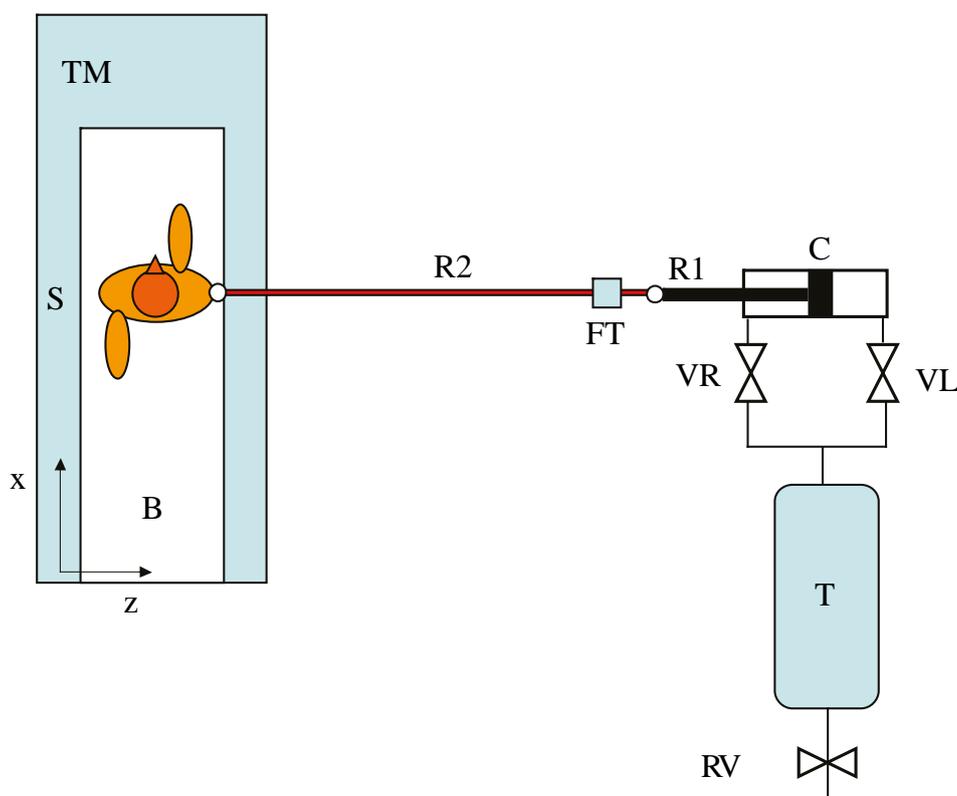
alla guida lineare e al cavo è inserita una cella di carico con quattro strain gauge per misurare la forza trasmessa sul cavo stesso. Il soggetto indossa una cintura a livello del punto vita, alla quale sono attaccati i sei cavi tiranti tramite altrettante pulegge. Il sistema di commutazione del motore seleziona il cavo da tirare, la perturbazione può essere quindi data in ognuna delle sei direzioni indipendentemente, e cambiando l'orientazione del soggetto possono essere date perturbazioni in dodici diverse direzioni (Figura 2. 9), sul piano sagittale e laterale.



**Figura 2. 9** In alto sono indicate le direzioni di perturbazione; in basso è rappresentato lo schema del set-up sperimentale di Mille[18]. [Illustrazione tratta e modificata da [18]].

Il sistema messo a punto da Hof e colleghi [20] utilizza invece un dispositivo con azionamento pneumatico (Figura 2. 10): un serbatoio di aria pressurizzata (2,5 l) viene mantenuta a pressione costante da un regolatore elettrico; quando viene attivata una perturbazione si apre la valvola destra (o sinistra) per 100 ms e l'aria passa in un cilindro a doppia azione (di diametro 25 mm e corsa 500 mm); dal

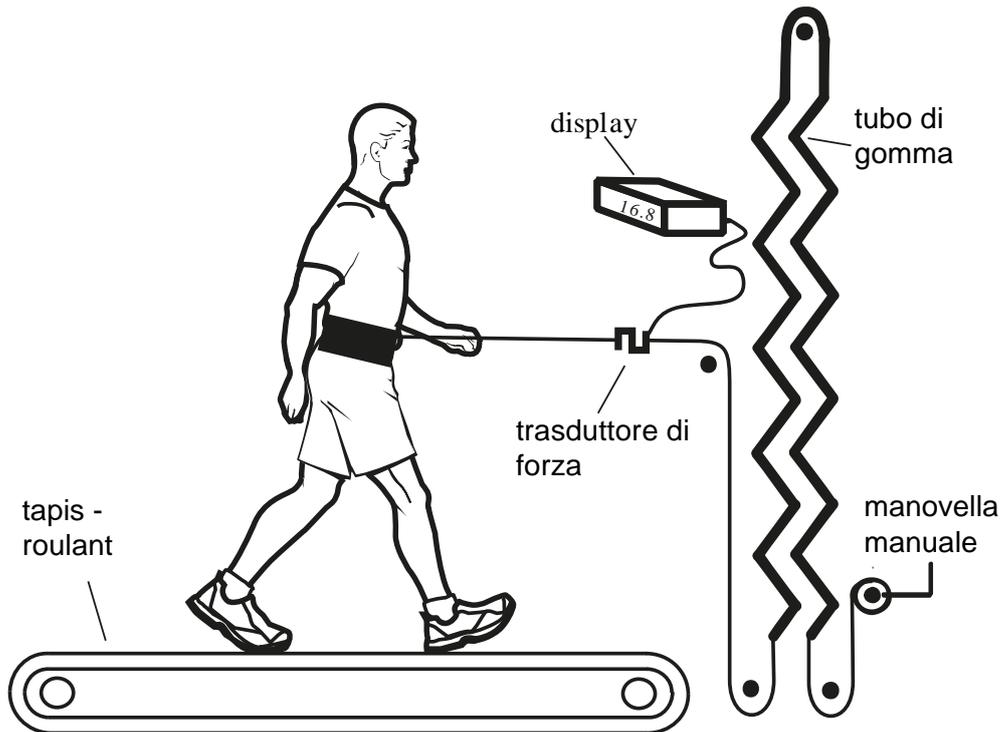
cilindro esce un pistone collegato, attraverso una sbarra in fibra di vetro lunga 1,5 m, alla cintura rigida indossata dal soggetto. Le connessioni tra i vari elementi sono giunti sferici. Questo sistema permette di tirare o di spingere il soggetto, ovvero di spingerlo a destra o a sinistra, mentre cammina su un tapis roulant a velocità proporzionale alla lunghezza della sua gamba. Il tappeto è provvisto di 4 trasduttori di forza ai 4 angoli per misurare le forze verticali di reazione sul terreno.



**Figura 2. 10** Set-up sperimentale. TM: tapis roulant; B: nastro del tapis roulant sul quale il soggetto cammina; R2: asta in fibra di vetro; FT: trasduttore di forza che misura la forza su R2; R1: pistone del cilindro pneumatico C; VR/VL: valvole elettriche con apertura controllata tramite computer; T: serbatoio di aria pressurizzata; RV: regolatore di pressione. [Illustrazione tratta e modificata da [20]].

Un altro dispositivo che applica una forza orizzontale a livello del punto vita [21] è realizzato tramite un azionamento manuale: una manovella manuale, girando, fa allungare un tubo di gomma posto tra la manovella stessa e una corda legata alla cintura del soggetto; alla corda è connesso in serie un trasduttore di forza con

display per fornire un feedback sulla forza applicata (Figura 2. 11). Il tubo di gomma riduce molto le fluttuazioni della forza applicata alla manovella. Il soggetto anche in questo caso cammina su un tapis roulant a velocità prefissata; se inverte la direzione di camminata il sistema lo tira indietro. Quindi questo set-up permette la modulazione dell'aiuto o dell'impedimento che viene dato al soggetto, variandone la risposta in termini di attivazioni muscolari.



**Figura 2. 11** Set-up dell'esperimento di Ellis e colleghi [21] in configurazione di aiuto al soggetto.

[Illustrazione tratta e modificata da [21]].

## **2.3 Risultati ottenuti ad oggi**

Qualsiasi tipo di perturbazione applicata durante il cammino dimostra come la risposta attuata dal sistema nervoso per evitare la caduta sia complessa e altamente coordinata. Le strategie di risposta che più frequentemente vengono attuate coinvolgono non solo gli arti inferiori, direttamente coinvolti nella perturbazione, ma tutto il corpo.

Le conoscenze attualmente raggiunte sulle risposte alle perturbazioni non prescindono dalle conoscenze basilari pregresse sulla coordinazione del movimento della camminata non perturbata.

### ***Coordinazione durante la camminata non perturbata***

La coordinazione della risposta a perturbazioni avviene su tutte le parti del corpo in quanto la coordinazione del movimento della parte superiore del corpo con quella inferiore è fondamentale per lo svolgimento stesso delle fasi del passo, anche in caso di camminata non perturbata. Durante il cammino, infatti, sia gli arti superiori che quelli inferiori oscillano ritmicamente.

Alcuni studi [22] affermano che la coordinazione delle gambe è mediata a livello spinale, con contributo del cervelletto tramite i neuroni reticolospinali. Inoltre gli arti inferiori influenzano il comportamento spazio-temporale l'uno dell'altro [23-25]. Le reti responsabili del movimento di ogni arto, contenute nella colonna spinale, possono essere interconnesse in maniera flessibile: i circuiti neurali che coordinano l'attività dei muscoli flessori della gamba di entrambe le gambe si inibiscono l'un l'altro durante la fase oscillatoria del passo; i muscoli estensori, invece, non presentano connessioni mutue inibitorie (infatti la fase di stasi può coesistere per entrambi gli arti) [26-29].

La coordinazione tra gli arti superiori è simile a quella tra gli arti inferiori, ma solo nei movimenti ritmici [30, 31]: tra la colonna spinale lombare – responsabile della coordinazione delle gambe - e cervicale – responsabile della coordinazione delle braccia - si conservano alcuni pattern di coordinazione e di modulazione dei riflessi. Alcuni ricercatori [32, 33] hanno riscontrato un accoppiamento tra gli arti

superiori e inferiori durante la camminata: il collegamento tra parte lombare e cervicale avviene per mezzo di neuroni propriospinali, che hanno lunghi assoni; inoltre un'area motoria supplementare opera il controllo soprasspinale di questo accoppiamento [34]. In risposta a stimoli meccanici applicati sulle gambe, la maggiore risposta nei dati EMG si ha per i muscoli deltoide e tricipite, e solo in minor misura nel bicipite brachiale [9]. Se ne deduce che la coordinazione tra arti superiori e inferiori è selettiva, ovvero dipende dalla funzione svolta; sembra che questo tipo di coordinazione dipenda dal generatore centrale di pattern, il CPG (acronimo, dall'inglese *central pattern generator*).

La rete neurale che contribuisce alla coordinazione durante la locomozione è molto intricata e si estende tra i livelli toracolombare e cervicale; il midollo allungato è il centro coordinativo più grande, seguito dal livello corticospinale [35-37]. La presenza di un controllo soprasspinale è suggerita dal fatto che il movimento delle braccia e delle gambe è legato da precise relazioni di fase, che si mantengono anche in caso di rallentamenti o impedimenti meccanici [38]. L'oscillazione delle braccia durante la camminata serve a regolare la rotazione del corpo, controbilanciando la torsione del tronco.

L'interazione tra i circuiti neurali cervicale e toracolombare può essere utile per la riabilitazione di pazienti con lesioni spinali parziali: integrare la terapia motoria con movimenti degli arti superiori può far aumentare le capacità locomotorie [39].

### ***Risposte alle perturbazioni***

Come già accennato, la coordinazione della risposta ad una perturbazione avviene su tutte le parti del corpo.

La coordinazione tra i due arti inferiori è testimoniata dalla risposta bilaterale che si ottiene in caso di ostruzione della gamba in fase di oscillazione [22]. Berger e colleghi [40] hanno dimostrato che per perturbazioni date da accelerazioni o decelerazioni della superficie di appoggio si manifesta una risposta a bassa latenza (< 70 ms) nei muscoli di entrambe le caviglie. Anche Tang e colleghi [41] affermano che la risposta correttiva allo scivolamento coinvolge una coordinazione bilaterale dei muscoli delle due gambe; inoltre hanno riscontrato

una risposta significativa dei muscoli del torace, associata a quella degli arti inferiori.

Spesso, nel mantenimento dell'equilibrio, vengono coinvolte anche le braccia, in risposta a perturbazioni sia distali che prossimali. In caso di scivolamento [9, 41, 47, 48] le braccia vengono portate in alto e in avanti durante l'abbassamento della gamba non perturbata (ovvero quella che rimane indietro, in cui sia il ginocchio che l'anca si estendono); la risposta muscolare dei deltoidi di entrambe le braccia è tanto più grande quanto più ampia è la traiettoria compiuta verso l'alto, e la durata del movimento è, al massimo, 500 ms.

Anche in caso di inciampo [43, 44] il movimento di risposta delle braccia è verso l'alto e in avanti, e il movimento più ampio si riscontra nel braccio contrapposto alla gamba perturbata.

L'attivazione muscolare delle braccia viene attuata per qualsiasi punto di applicazione della perturbazione, e avviene negli stessi tempi rispetto agli altri muscoli del corpo. In caso di perturbazioni prossimali [14, 45, 46], applicate nell'istante di inizio del passo (cioè al contatto del tallone con il terreno), si nota una risposta ampia sia del tibiale anteriore, sia del bicipite brachiale, a distanza di circa 65-75 ms dall'applicazione della perturbazione.

L'ipotesi maggiormente accreditata per giustificare il movimento delle braccia in risposta a una perturbazione è che questo sia finalizzato a ridurre il momento angolare in avanti del centro di massa indotto da un inciampo [44] o da uno scivolamento [47], e controbilanci la caduta indietro del centro di massa [48, 54] sia nello scivolamento che nelle perturbazioni a livello del baricentro [14]. Inoltre le braccia hanno un ruolo protettivo, in quanto riducono le fratture dell'anca, assorbendo parte della forza nel punto di impatto [49, 50].

Un altro elemento fondamentale nel mantenimento dell'equilibrio è il controllo del tronco; durante un inciampo l'incremento della flessione del tronco [51] e l'incapacità di ridurre il momento angolare del tronco [52] possono portare a una caduta. Molti studi [52, 53] hanno riportato un incremento dell'attività dei muscoli estensori dell'anca (bicipiti femorali e glutei) della gamba di appoggio durante un inciampo, il che suggerisce che il controllo del tronco avvenga tramite un momento estensore dell'anca; tuttavia si nota anche un'attività eccentrica del

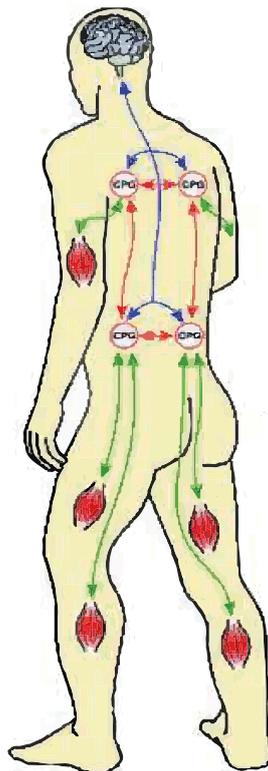
muscolo erettore della spina e dei muscoli addominali, sia durante inciampi che scivolamenti [41, 47, 48].

La risposta globale del corpo dipende anche dal contesto. Limitazioni ai movimenti delle braccia o aiuti permanenti, come corrimano e bastoni, possono far variare le attivazioni muscolari di braccia e gambe in proporzione all'aiuto o alla limitazione data [55]. La stessa perturbazione e gli stessi input sensoriali non generano necessariamente lo stesso comportamento:

- se una persona che cammina su un tapis roulant senza reggersi a una ringhiera viene tirata indietro a livello delle anche mentre fa un passo si riscontra una forte attivazione dei muscoli delle gambe, cosa che non avviene se la persona si regge a una ringhiera [14];
- per rispondere a una piccola perturbazione, se una persona è obbligata a stare in piedi con i piedi fermi usa una rotazione della caviglia per controllare la posizione del centro di massa; se invece la persona si trova su un supporto stretto piega il torso; se può muovere i piedi fa un passo correttivo [62];
- uno spostamento laterale del supporto produce un posizionamento laterale del piede durante il passo correttivo, e un passo di *cross-over* della gamba non perturbata, che deve evitare la collisione con l'altra [68];
- durante la camminata, la gamba che fa il passo è indietro rispetto a quella ferma, e diventa la gamba anteriore a metà del movimento; se c'è una perturbazione nella prima fase del passo è necessario un passo correttivo di *cross-over* della gamba oscillante per evitare quella ferma; se invece la perturbazione avviene nella seconda fase, il passo correttivo non è necessario.

Le risposte correttive avvengono tra i 70 e i 100 ms dopo la perturbazione, e non coinvolgono solo riflessi locali ma i muscoli di tutto il corpo; presentano adattamenti specifici in fase sia nel pattern di muscoli attivati, sia nell'ampiezza delle risposte sollecitate. Anche la consapevolezza di camminare su una superficie scivolosa può ridurre notevolmente l'attivazione muscolare di risposta alla perturbazione, rendendola meno evidente [56]. Questi risultati suggeriscono che i fattori cognitivi abbiano un ruolo fondamentale nella programmazione della

risposta a seguito di una perturbazione. Infatti la risposta correttiva nelle gambe mostra caratteristiche simili per perturbazioni applicate in punti diversi del corpo, che siano piedi o torace, e questo è indice del fatto che nelle gambe è presente una risposta legata di per sé al disturbo dell'equilibrio, e non alle caratteristiche meccaniche della perturbazione; anche la risposta delle braccia mostra gli stessi tempi di latenza di quella delle gambe, indipendentemente dal livello (prossimale o distale) della perturbazione [9, 14, 68]. Queste risposte spesso intervengono prima dell'applicazione meccanica della perturbazione; la ragione probabilmente risiede nel fatto che sono risposte coordinate da un'azione centralizzata del sistema nervoso, che si basa sul collegamento tra i tratti lombosacrale e cervicale ad opera del sistema propriospinale, che, come già accennato nel paragrafo precedente, interviene normalmente durante la camminata [57-60, 69]. Altri risultati [61, 62] indicano che i riflessi tra gli arti nelle braccia vengono modulati a seconda dell'intensità dello sbilanciamento durante il cammino.



**Figura 2. 12** Schema del controllo neurale della coordinazione durante la locomozione. I percorsi in rosso rappresentano le connessioni tra arti inferiori e superiori dovute al CPG; quelli in blu indicano gli influssi dei centri sopraspinali sul CPG spinale e la coordinazione di tutto il corpo; quelli in verde mostrano le uscite CPG verso i muscoli degli arti superiori e inferiori, e il feedback afferente alla colonna spinale. [Illustrazione tratta e modificata da [66]].

L'oscillazione coordinata di gambe e braccia durante il cammino è regolata dal CPG a livello spinale; la modulazione delle risposte a seconda del contesto in cui viene applicata la perturbazione suggerisce che sia presente un ulteriore coordinamento a livello più alto, soprasspinale e corticale, che agisce sul CPG a livello lombare e cervicale (Figura 2. 12). Variazioni dell'ambiente e vincoli possono modificare il peso di alcune componenti della risposta correttiva; quindi certi pattern che si attivano durante la locomozione devono essere integrati con le opzioni disponibili per la risposta correttiva, ricalibrando i pesi di specifiche connessioni spinali [62-65]. Stimoli discendenti almeno dalla corteccia motoria costituiscono la base per mezzo della quale la risposta correttiva viene pesata e modulata quando cambiano le condizioni ambientali o intervengono vincoli sulle braccia [46]; i comandi discendenti determinano le risposte specifiche disponibili, come la coordinazione tra arti inferiori e superiori osservata nel cammino e non in posizione seduta [9]. Alcuni ricercatori [62] hanno sviluppato un modello di controllo a stati finiti per spiegare le transizioni nel ciclo della camminata con e senza perturbazioni (Figura 2. 13). È un modello basato su regole di comportamento. Le decisioni volontarie non vengono considerate; vengono valutati continuamente i molteplici input sensoriali, per giudicare lo stato di ogni regola; sulla base di questi input vengono generati output motori multipli. Le regole vengono adattate in base allo stato previsto del sistema, quindi il peso di ogni input sensoriale può variare a seconda della funzione da svolgere [26]. L'utilità del modello consiste nel descrivere le regole necessarie per l'espressione di comportamenti noti, il che può portare a comprendere quali input sensoriali sono più importanti per lo svolgimento di funzioni motorie specifiche.

Il sistema nervoso opera in modo integrato un controllo di stabilità reattivo e un controllo della locomozione:

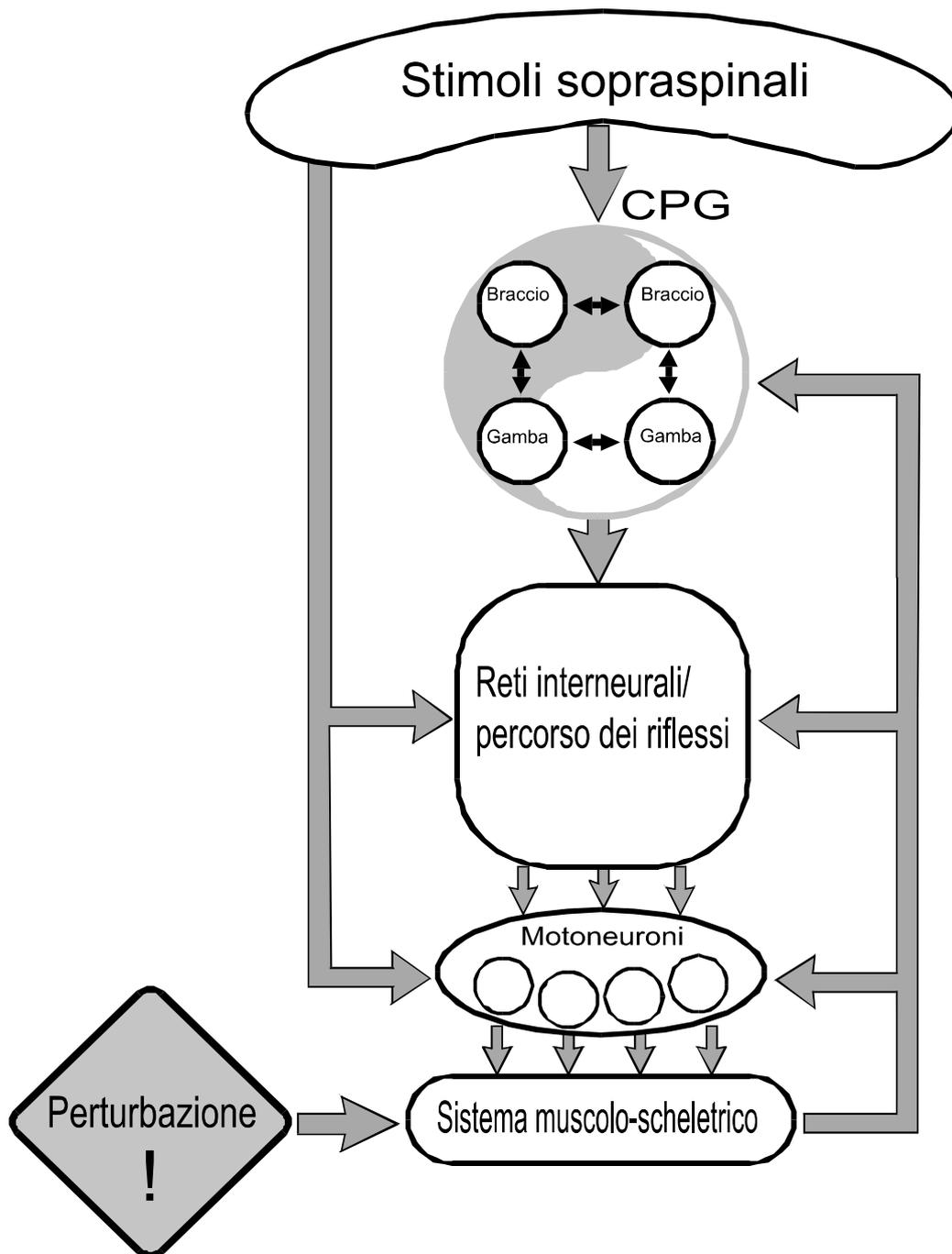
1. il primo tipo di controllo governa le regole momento per momento ed è responsabile delle decisioni ed esecuzioni rapide; sono coinvolti gruppi di interneuroni spinali in prossimità dei motoneuroni. Il CPG regola la tempistica di attivazione muscolare, ma anche quella di attivazione delle regole; regola i percorsi di trasmissione e influenza direttamente gli input afferenti, modulando così l'eccitabilità dei percorsi dei riflessi

interneuroni [13]. Anche il feedback afferente generato dal movimento delle gambe regola la forza di trasmissione in altri percorsi neurali: aggiusta il peso degli input afferenti in modo dipendente dalla fase del ciclo di passo, che viene individuato dall'insieme dei segnali afferenti durante il movimento [67];

2. il secondo tipo di controllo seleziona il set di regole necessarie per lo svolgimento della funzione motoria, e coinvolge strutture sopraspinali e corticali. C'è una selezione a priori delle regole in base alla funzione da svolgere e ai vincoli; la conoscenza del contesto ambientale e dell'esperienza precedente influenza il gruppo di regole selezionato prima che la perturbazione venga percepita [46, 61, 69].

Le influenze discendenti non solo selezionano il gruppo di regole giusto, ma aggiustano anche aspetti specifici delle regole, modulando i pesi degli input sensoriali e i riflessi spinali. Ogni input sensoriale attiva una 'funzione motoria di appartenenza' scalata secondo il peso dell'input. Questo modello prevede anche la possibilità di una co-attivazione di muscoli antagonisti, il comportamento complessivo della rete dipende dalla modulazione dei pesi delle funzioni di appartenenza [13, 69, 70].

Il sistema di controllo a stati finiti è dovuto a gruppi di interneuroni spinali, che ricevono input da sorgenti discendenti, dal CPG e dal feedback sensoriale, prima di attivare i motoneuroni. Tra il CPG e i motoneuroni esiste uno strato di interneuroni, in cui avviene l'integrazione tra il controllo correttivo di stabilità e il controllo della locomozione; è proprio a livello degli interneuroni che avviene la valutazione delle regole, e i percorsi sopraspinali vengono integrati insieme alle altre necessità della locomozione vicino al livello dei motoneuroni [62].



**Figura 2. 13** Schema generale delle componenti neurali coinvolte nelle regolazione ed esecuzione delle regole per la reazione correttiva durante la camminata. Il CPG svolge la sua funzione di regolazione anche al di fuori di questo schema, quindi viene rappresentato come un'entità esterna alle reti di interneuroni della colonna spinale. Nelle reti interneurali convergono tutti i fattori che selezionano e pesano le regole; la valutazione delle regole avviene a livello delle reti interneurali e dei motoneuroni. In questo schema la convergenza del controllo dell'equilibrio e del controllo della locomozione avviene per la maggior parte a livello spinale, ma ciò non implica che le risposte per mantenere l'equilibrio mediate a livello soprasspinale non siano implicate, ma che ci siano risposte con percorsi più lunghi da integrare con le necessità della locomozione a livello appena sotto al CPG. [Illustrazione tratta e modificata da[62]].

In conclusione si può affermare che le risposte dell'intero corpo vengono utilizzate per recuperare da una perturbazione a livello distale o prossimale. Si manifestano come risposte coordinate di arti inferiori e superiori e come attività muscolare stabilizzante a livello del torso. La coordinazione tra gli arti è controllata attraverso la combinazione di traiettorie propriospinali, che collegano i generatori di pattern centrali cervicale e lombare, e stimoli sopraspinali, che regolano le risposte in modo dipendente dal contesto. L'importanza della coordinazione tra braccia e gambe risulta evidente dal fatto che, se uno degli elementi è vincolato, si hanno modifiche nella risposta correttiva, e dal fatto che le braccia contribuiscono alla risposta sia in caso di perturbazioni prossimali che distali, e sia in caso di camminata che di posizione statica in piedi.

Se le risposte correttive che coinvolgono tutto il corpo sono necessarie al mantenimento dell'equilibrio dinamico, le tecniche di prevenzione della caduta e di neuro-riabilitazione dovrebbero includere la coordinazione di tutte le parti del corpo; attraverso l'utilizzo di tecniche adeguate, che si basino sulla coordinazione complessiva del corpo, si possono favorire variazioni nelle strutture neurali, ottenendo un miglioramento significativo della funzionalità motoria [66].

È proprio allo scopo di acquisire una conoscenza sempre più approfondita dei meccanismi di coordinazione della camminata e del controllo dell'equilibrio che, nel corso degli anni, si sono sviluppati studi su tipi diversi di perturbazione.

### ***Conclusioni sui dispositivi di perturbazione***

Lo studio del cammino e delle risposte alle perturbazioni richiede la messa a punto di meccanismi complessi per la simulazione delle condizioni di caduta. Gli approcci sono stati molteplici e hanno portato alla realizzazione di sistemi diversi a seconda dello scopo prefissato dall'esperimento. Le prime perturbazioni studiate sono state quelle distali, data la loro incidenza nella vita quotidiana; l'effetto è stato valutato dapprima direttamente sulla gamba perturbata, poi si è passati a uno studio sempre più approfondito misurando l'attività muscolare e i parametri cinematici della camminata anche nelle parti del corpo non direttamente coinvolte nella perturbazione.

Con il progredire degli studi sono sorte altre necessità, come ad esempio quella di confrontare l'effetto delle perturbazioni nelle varie fasi del ciclo di passo: a seconda della distribuzione del peso del corpo, infatti, una perturbazione dello stesso tipo e intensità può indurre una risposta più o meno evidente e diversificata rispetto alla camminata normale.

Nel corso degli anni gli studi si sono concentrati anche sugli effetti in persone di età diverse: i più anziani hanno spesso minore vigore muscolare e minore reattività, quindi la strategia di risposta che mettono in atto potrebbe essere diversa da quella attuata da un fisico più giovane. Inoltre negli anziani spesso le cadute hanno effetti più gravi, compromettendone le loro capacità motorie e di mantenimento dell'equilibrio. Per questo, tra le perturbazioni da studiare, sono stati inseriti anche i possibili sbilanciamenti del baricentro del corpo; anche in questo caso i pattern muscolari attivati e il movimento che ne risulta cambiano in base alla fase del ciclo di passo o la direzione di perturbazione.

Tra i requisiti richiesti a un sistema perturbativo c'è dunque la versatilità, ovvero la possibilità di utilizzare l'apparato per dare perturbazioni diversificate in ampiezza e direzione di applicazione. La modalità di attuazione deve inoltre rendere l'esperimento ripetibile per ottenere misure statisticamente più precise, e quindi poter meglio confrontare i risultati senza dover tenere conto di una variabilità "spuria" - dovuta all'esperimento in sé e non al soggetto o a condizioni di applicazione diverse prestabilite.

Ai fini della buona riuscita dell'esperimento è necessario che il soggetto ovviamente non sia in pericolo fisico, ma anche che non si senta impedito nei movimenti, per garantire che la sua camminata sia il più possibile naturale.

Dando una lettura trasversale della letteratura si evince che i dispositivi di perturbazione distale si basano sul principio di modificare la superficie di appoggio o di variare la velocità relativa tra il piede e la superficie stessa. I set-up sperimentali che ne risultano sono giunti a un livello molto avanzato per cui è possibile con un solo dispositivo applicare perturbazioni diverse per intensità, direzione, fase e durata di attivazione. Spesso, però, uno svantaggio dei sistemi più sofisticati è quello di avere un grosso ingombro fisico.

Nel campo delle perturbazioni prossimali i set-up sono più variegati, spesso anche più “snelli”, e gli studi che vi sono stati condotti fino ad ora si sono concentrati su perturbazioni in varie direzioni e di varia durata, spaziando dalle spinte da fermo alle azioni vincolanti su tutta la camminata. Risulta però evidente una carenza di studi sugli sbilanciamenti laterali del corpo, soprattutto riguardo a perturbazioni impulsive durante la camminata; la difficoltà maggiore in questo caso risiede nel trovare un meccanismo di attuazione non eccessivamente ingombrante o complesso dal punto di vista meccanico, ma abbastanza potente da provocare una perturbazione dell’ intensità necessaria, e sufficientemente veloce da applicare una spinta impulsiva in una precisa fase del ciclo di passo.

Lo studio delle perturbazioni prossimali potrebbe portare a comprendere meglio i meccanismi di risposta a uno sbilanciamento laterale del corpo, sia a livello cinematico sia a livello muscolare. Studiare la risposta a perturbazioni sul piano frontale è fondamentale in quanto questo è il piano sul quale, durante tutte le fasi della camminata in modo più o meno accentuato, si ha una maggiore instabilità dinamica. La risposta reattiva che avviene su questo piano è, quindi, fondamentale nel mantenimento dell’equilibrio, e capire il modo in cui viene attuata può essere utile alla comprensione dei meccanismi di recupero da una perturbazione. In particolare è interessante capire quali siano i tempi di risposta dei vari muscoli coinvolti e come la coordinazione della risposta vari a seconda della direzione e dell’intensità della perturbazione, ed è proprio a questo scopo che è stato sviluppato in questa tesi un sistema di perturbazione prossimale impulsiva che agisca sul piano frontale del soggetto.

# CAPITOLO 3

## Progettazione e sviluppo del meccanismo di perturbazione

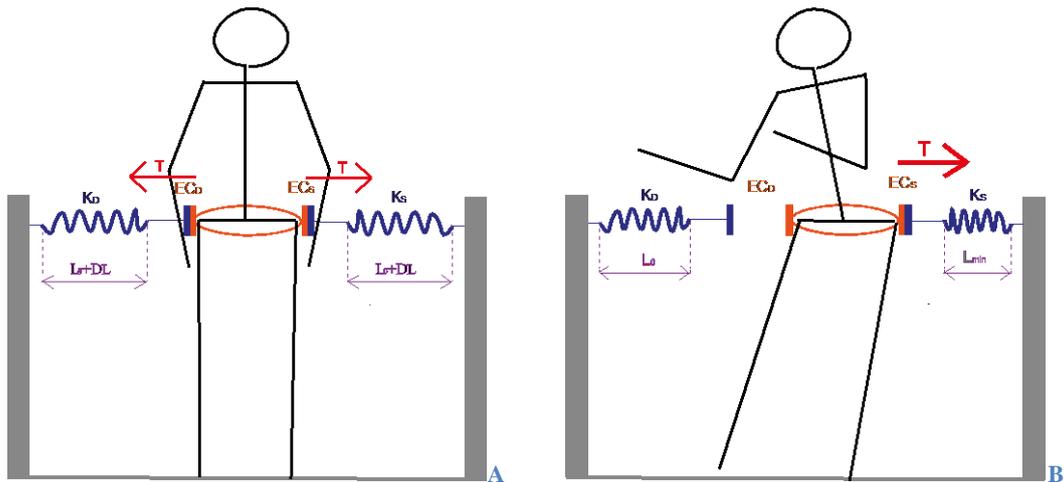
---

L'obiettivo di questa tesi è quello di studiare la risposta a perturbazioni impulsive applicate a livello prossimale su soggetti in movimento. A questo fine si è reso necessario realizzare un dispositivo capace di applicare una perturbazione impulsiva a livello del bacino. Mentre perturbazioni e vincoli imposti alla camminata in modo non impulsivo possono indurre risposte più ritardate e prolungate nel tempo, una variazione improvvisa della posizione del baricentro rende necessario un recupero immediato dell'equilibrio. Dato che ciò non sempre avviene, soprattutto negli anziani, è scaturita la necessità di simulare questo tipo di eventi, realizzando un sistema che possa applicare un carico impulsivo sul soggetto in movimento, cioè prevedendo una fase di caricamento della forza applicata al soggetto di durata pressoché nulla.

### 3.1 Analisi preliminari

#### ***Sistema bilaterale di molle***

Supponiamo, come prima ipotesi, di voler utilizzare un sistema bilaterale simmetrico, composto, per ognuno dei due lati, da una molla a trazione attaccata per un capo a un'asta fissa, per l'altro a una cintura indossata dal soggetto (Figura 3. 1 A). Le molle a destra e a sinistra del soggetto devono essere mantenute in posizione orizzontale e con la giusta pretensione per motivi che saranno chiari a breve. L'aggancio alla cintura deve essere costituito da un meccanismo sganciabile elettricamente, ad esempio un'elettrocalamita. Si indica con  $T$  la forza di carico da applicare, e si suppone di voler tirare il soggetto verso la sua sinistra: la molla a destra ( $K_D$  in B) deve essere sganciata, mentre quella a sinistra ( $K_S$ ) deve sviluppare una forza pari al carico  $T$  durante la sua compressione.



**Figura 3.** Il soggetto indossa una cintura (colorata in arancione) a cui è fissata un'elettrocalamita per ciascun lato. Le elettrocalamite sono indicate con  $EC_D$  e  $EC_S$ ; le molle sono colorate in blu e indicate con  $K_D$  e  $K_S$ . Le parti esterne, in grigio, sono strutture fisse. **A)** Schema della situazione senza perturbazione: ad ogni elettrocalamita è agganciata una molla in tensione, di lunghezza pari a quella di riposo,  $L_0$ , sommata all'allungamento  $DL$  necessario per dare il carico  $T$ . **B)** Schema della situazione con perturbazione: l'elettrocalamita destra si apre e la molla destra si contrae fino alla lunghezza di riposo  $L_0$ ; la molla sinistra si contrae di un tratto corrispondente alla forza di tiro della molla destra ( $L_{min} = L_0 + DL - \frac{T}{K_D}$ ).

Il contatto magnetico dell'elettrocalamita destra ( $EC_D$ ) si apre permettendo alla molla  $K_D$  di essere liberata; la molla  $K_S$ , non avendo più la forza controlaterale della molla  $K_D$  che la tiene in trazione, si comprime dalla posizione di pretensione in cui è stata posta, fino alla sua lunghezza libera, tirando così il soggetto verso l'esterno.

In un sistema molto semplice come questo la forza di perturbazione necessaria sul soggetto deve essere tutta sviluppata dalla molla.

A questo punto si presenta il primo problema, ovvero quello di coniugare il carico da applicare al soggetto con la necessità di non disturbare lo svolgimento della sua camminata normale. Se una delle due molle deve sviluppare una forza pari a  $T$  mentre si comprime, è necessario che la trazione con cui viene posizionata in fase di settaggio dell'esperimento sia tale da garantire questo carico, che quindi è sempre presente. Questo vale per entrambe le molle, se si desidera un sistema simmetrico. Ne risulta che il soggetto, anche in camminata non perturbata, è sottoposto a due forze, pari a  $T$ , che lo tirano una alla sua destra e una alla sua sinistra a livello della cintura; pur essendo uguali e opposte non garantiscono una sufficiente libertà di movimento. Questo problema si presenta per qualsiasi valore

della forza di perturbazione: è un problema intrinseco del sistema, in quanto la forza di disturbo, che agisce sul soggetto durante la camminata non perturbata, è dovuta alla forza con cui viene posta in trazione la molla, e quindi al carico da applicare.

Questo problema è dovuto al fatto che il soggetto, durante le varie fasi del ciclo di passo, sposta il bacino in tutte e tre le direzioni dello spazio [71], quindi provoca delle variazioni di lunghezza delle due molle; per garantire una camminata sufficientemente comoda queste variazioni devono corrispondere a forze piccole, molto minori rispetto al carico da applicare. Dato che lo spostamento laterale del bacino può anche raggiungere i 10 cm circa [71], le due molle devono essere sufficientemente morbide da allungarsi di almeno 5 cm sviluppando forze di pochi Newton, ma anche abbastanza rigide da raggiungere forze massime dell'ordine delle decine di Newton durante la perturbazione (per forza massima si intende la forza sviluppata quando la molla è allungata fino alla sua lunghezza massima); in commercio è molto difficile (per problemi intrinseci di fabbricazione) trovare molle a trazione che rispettino queste specifiche.

Al posto di una molla se ne possono mettere due in serie o in parallelo. Tuttavia, senza ulteriori variazioni del sistema, il problema permane: ponendo due molle in serie la rigidità complessiva diminuisce, quindi a parità di allungamento, durante la camminata non perturbata, si avrebbe uno sviluppo di forza minore, ma occorrerebbe una deformazione troppo grande per ottenere la forza di perturbazione richiesta. Al contrario, con due molle in parallelo, la rigidità aumenta, quindi la forza sviluppata sul soggetto sarebbe troppo grande anche durante la camminata non perturbata.

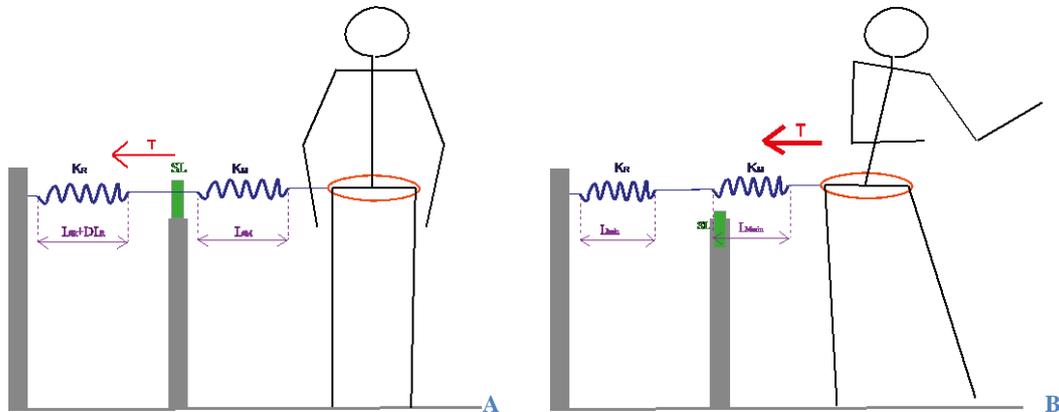
## ***Sistema unilaterale con telaio temporaneo***

### **Soluzione con molle in serie**

Una delle soluzioni possibili al problema descritto è scindere il funzionamento del sistema in due fasi operative: la fase non perturbata ( $\Phi_0$ ) e la fase perturbata ( $\Phi_1$ ). La struttura (Figura 3. 2), per ogni lato, è formata da:

- una molla rigida ( $K_R$ ) fissata al telaio;
- una molla morbida ( $K_M$ ) attaccata alla cintura indossata dal soggetto;

- una slitta ( $SL$ ), posta tra le due molle, che si può muovere lungo una guida solidale ad un'asta fissa.



**Figura 3. 2** Il soggetto indossa una cintura (colorata in arancione) a cui è fissata una molla morbida; le molle sono colorate in blu e indicate con  $K_R$  (molla rigida) e  $K_M$  (molla morbida). Le parti esterne, in grigio, sono strutture fisse. **A)** Fase  $\Phi_0$ : la molla  $K_R$  è in tensione, ed ha lunghezza pari a quella di riposo,  $L_0$ , sommata all'allungamento  $DL$  necessario per dare il carico  $T$ , che si scarica sulla slitta  $SL$ ; la molla  $K_M$  è a riposo e può allungarsi seguendo il movimento del soggetto. **B)** Fase  $\Phi_1$ : la slitta scende, la molla rigida si contrae fino alla lunghezza  $L_{min}$ , ovvero del tratto necessario a sviluppare la forza di tiro  $T$ ; anche la molla morbida si contrae del tratto necessario a sviluppare la stessa forza (la forza è la stessa ma la lunghezza della contrazione è diversa, dato che le due molle sono in serie), quindi il soggetto viene tirato verso la sua destra con una forza complessiva pari a  $T$ .

Le due fasi operative differiscono per la posizione della slitta e la conseguente condizione di tensione delle due molle:

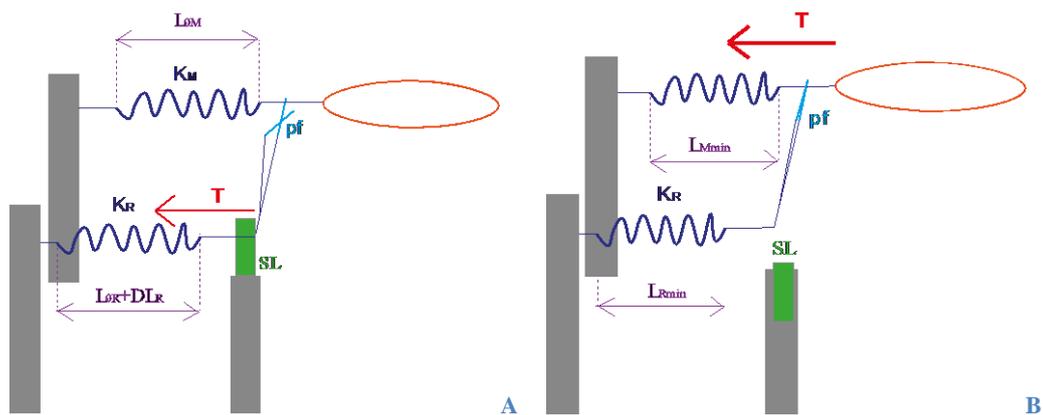
- $\Phi_0$ : la molla  $K_R$  è in pretensione, e scarica la sua forza sulla slitta, che è ferma e posta in posizione sporgente rispetto all'asta fissa. La molla  $K_M$  è scarica, ed è in condizione di potersi allungare sotto l'azione della forza esercitata dal soggetto durante la camminata (Figura 3. 2 A)
- $\Phi_1$ : la molla  $K_R$  viene sbloccata dalla slitta, e può quindi contrarsi per tornare alla sua lunghezza libera. La slitta sblocca la molla  $K_R$  in seguito all'azionamento di un motore. La molla  $K_M$  segue il movimento della  $K_R$ , e tira il soggetto in direzione della sua contrazione (Figura 3. 2 B)

È chiaro che non è più necessario che il sistema complessivo sia bilaterale e simmetrico perché con questo assetto si può fornire la perturbazione agendo su un solo lato; è necessaria invece la presenza di un telaio temporaneo, costituito dalla slitta  $SL$ , la cui struttura verrà descritta dettagliatamente in seguito.

Il punto critico del sistema è la scelta della molle, che devono corrispondere alle specifiche progettuali, quali rigidità e deformazione adeguate. Fino ad ora l'ipotesi è stata quella di sfruttare la forza di trazione di una molla rigida per ottenere il carico di perturbazione sul soggetto. Tuttavia, anche ponendo il telaio temporaneo tra la molla rigida e quella morbida, non si ottengono risultati soddisfacenti: quando il telaio scompare, le due molle risultano in serie, pertanto la rigidità complessiva delle due molle risulta minore della rigidità di  $K_M$ , e non siamo in grado di fornire il giusto carico di perturbazione.

### Soluzione con molle in parallelo

Come alternativa si può optare per una soluzione che prevede il posizionamento delle molle in parallelo. Questa configurazione è favorevole perché due molle in parallelo aumentano la rigidità complessiva dell'insieme.



**Figura 3.3 A)** Situazione di non perturbazione ( $\Phi_0$ ): la molla rigida è in pretensione, ma la tensione si scarica sulla slitta; la pinza (pf) è aperta, quindi la molla morbida può adattarsi al movimento del soggetto; **B)** Situazione di perturbazione ( $\Phi_1$ ): la slitta scorre verso il basso, la molla rigida si contrae e tira il filo della pinza, che si chiude; quindi anche la molla morbida si contrae, per dare un carico complessivo sul soggetto pari a T.

È importante sottolineare che la fase  $\Phi_0$  del sistema (Figura 3.3 A) risulta invariata rispetto al precedente. La variazione nella fase perturbata  $\Phi_1$  (Figura 3.3 B) consiste nel posizionare la molla rigida  $K_R$  in parallelo rispetto alla molla  $K_M$ . Per realizzare la struttura parallela è necessario introdurre un altro elemento meccanico: una pinza a forbice, progettata ad hoc. Questa deve essere posizionata a livello del segmento che unisce la molla  $K_M$  alla cintura indossata dal soggetto, e

si deve chiudere quando la molla  $K_R$  si comprime. Anche in questo caso la molla rigida viene tenuta in trazione dal telaio temporaneo  $SL$ , sul quale scarica la sua forza finché non viene sbloccata; al momento dello sgancio si comprime e chiude la pinza a forbice per legarsi al cavo della molla morbida, andando a comporre la struttura parallela.

In commercio esistono molle le cui specifiche si possono adattare all'utilizzo in un sistema del genere. Tuttavia risulta complicato da realizzare perché la chiusura della pinza avviene con un leggero ritardo rispetto alla compressione della molla. Nel sistema precedente tale ritardo non era presente perché, una volta traslata la slitta, la molla morbida veniva immediatamente trascinata dalla molla rigida. In questo caso, invece, la molla  $K_M$  viene tirata solo dopo che la pinza si è chiusa, il che avviene soltanto in seguito alla compressione della molla  $K_R$ .

Inoltre, la chiusura della pinza deve avvenire ogni volta esattamente nello stesso punto del segmento sul quale è inserita, e ciò richiede una notevole precisione durante l'esecuzione dell'esperimento.

Per ottenere una buona ripetibilità dell'esperimento sia il ritardo temporale che la posizione di chiusura dovrebbero essere facilmente misurabili e riproducibili; questo comporta la necessità di inserire nel sistema perturbativo ulteriori elementi meccanici e elettronici, rendendolo molto più complesso.

Per la progettazione del dispositivo definitivo si è optato per una variazione dell'elemento perturbativo.

### **3.2 Funzionamento del dispositivo di perturbazione**

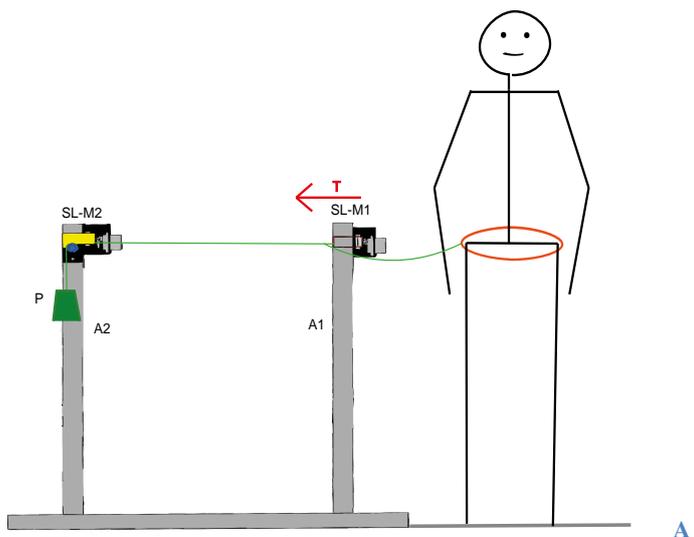
Il set-up è stato sviluppato per soggetti in cammino su un tapis-roulant. Il principio di base sfruttato per provocare la perturbazione è la caduta libera di un peso  $P$ , collegato, tramite una corda, alla cintura indossata dal soggetto.

La struttura del dispositivo completo è composta da due aste ( $A1$  e  $A2$ ) fisse in posizione verticale, allineate sul piano frontale del soggetto e distanziate tra loro (Figura 3. 4, Figura 3. 5). Alla prima asta, quella più vicina al soggetto, è fissato il primo modulo slitta-motore ( $SL-M1$ ); alla seconda, più esterna, un cilindro metallico ( $C$ ) che supporta la corda in posizione orizzontale. Quindi nel tratto tra la slitta sulla prima asta e il cilindro sulla seconda, la corda è tesa in orizzontale e

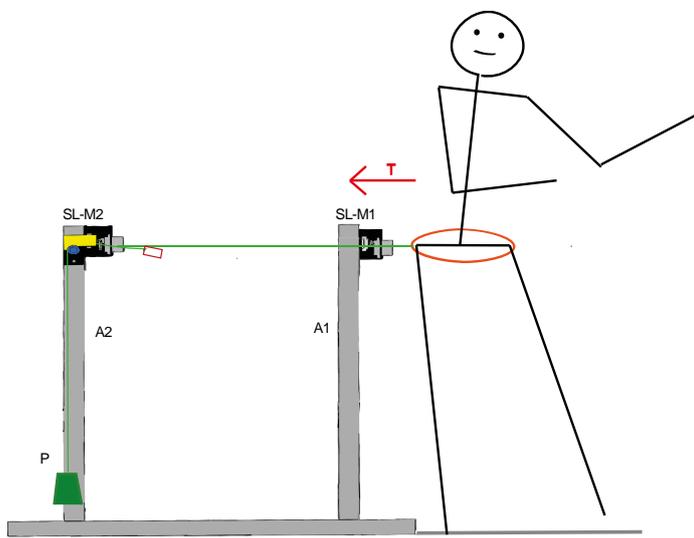
allineata in direzione laterale al soggetto. Tra la prima asta e il soggetto la corda viene lasciata lasca; questo garantisce una camminata naturale al soggetto. Sul cilindro, il cui asse è orizzontale e perpendicolare alla direzione di tensione della corda, la corda si appoggia per curvare, e scendere quindi in direzione verticale per sorreggere il peso a una certa altezza da terra. Affinché la perturbazione venga attivata in modo impulsivo è necessario che il peso venga prima sostenuto, e poi istantaneamente rilasciato. Il modulo *SL-MI* fissato sulla prima asta è costituito da un meccanismo biella – manovella che trasla la slitta ed è azionato da un servomotore. Nella fase iniziale la slitta è posizionata in modo che sporga rispetto all'asta fissa; questa sporgenza offre l'aggancio alla corda, quindi il peso rimane bloccato in alto (Figura 3. 4 A).

Per attivare la perturbazione si deve azionare il servomotore; questo sposta la slitta facendola rientrare nella sua guida, solidale all'asta fissa, quindi la corda si sgancia. A questo punto il peso non è più sostenuto, e cede all'azione della gravità trascinando con sé la corda e tirando il soggetto nella direzione di tensione della corda stessa (Figura 3. 4 B). Il peso deve cadere per un'altezza sufficiente a dare lo spostamento necessario per la perturbazione e a tendere anche la parte di corda lasca tra il soggetto e il primo gruppo-slitta ( se il tratto di corda lasca è allentato di 10 cm e lo spostamento di perturbazione è fissato a 20 cm, il peso deve cadere per 30 cm totali ).

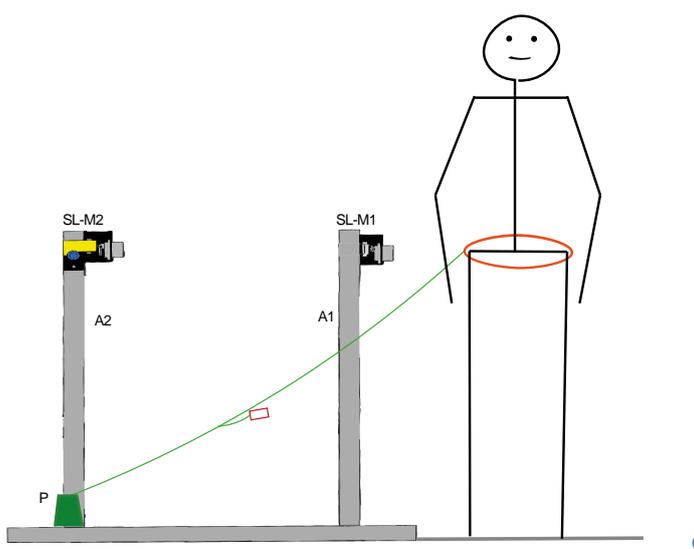
A meno di non voler studiare la camminata in condizioni perturbate (cosa che potrebbe essere altrettanto interessante, ma che non rientra negli obiettivi del progetto svolto nell'ambito di questa tesi), la perturbazione deve poter essere disattivata. La configurazione finale del dispositivo non deve permettere necessariamente il ritorno alla configurazione strutturale iniziale, ma deve essere tale da garantire al soggetto di ricominciare a camminare senza carico perturbativo. Sia nella fase iniziale con il carico bloccato che in quella perturbata, la corda traccia una traiettoria ad angolo retto nel piano frontale del soggetto: il primo tratto è orizzontale e il secondo, più esterno, verticale; l'angolo retto è costituito dal punto di curvatura sulla circonferenza del cilindro – non è quindi un vero e proprio angolo ma piuttosto un angolo smussato con raggio di curvatura pari a quello del cilindro.



A



B



C

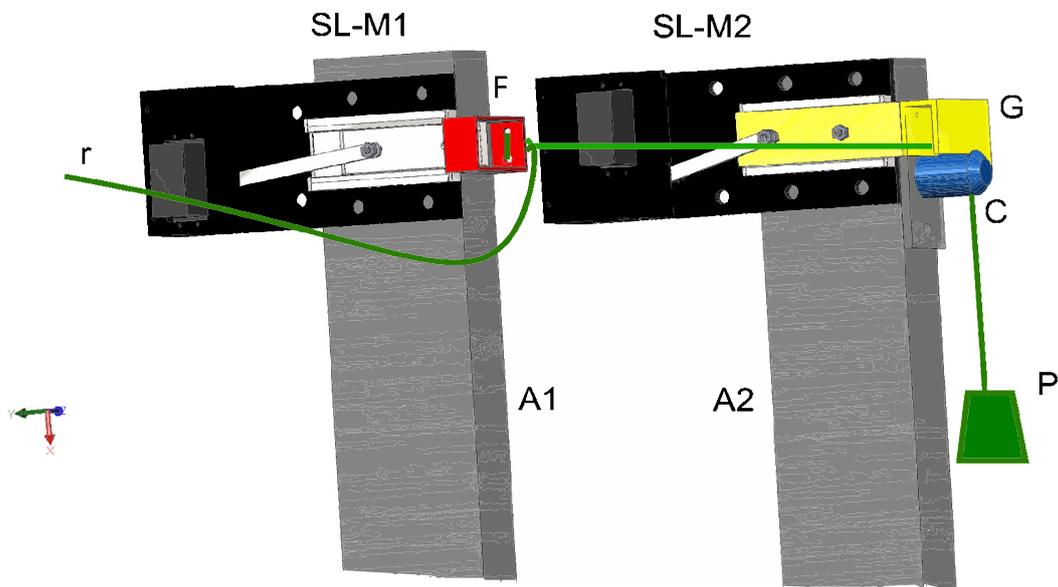
**Figura 3. 4**

**A)** Sistema non perturbato: il soggetto indossa la cintura a cui è fissata la corda, lasca. La corda è agganciata al primo modulo slitta-motore (SL-M1) ed è tesa orizzontalmente fino al secondo modulo slitta-motore (SL-M2); la tensione della corda è dovuta alla presenza del peso P, che in questa fase è trattenuto a mezz'aria.

**B)** Il modulo SL-M1 fa sganciare la corda, che rimane però in tensione; quindi il peso cade ma senza ancora toccare terra (per mantenere la perturbazione).

**C)** Il modulo SL-M2 fa scivolare la corda oltre il cilindro, quindi il peso cade a terra e la corda è libera di posizionarsi in diagonale tra il peso e il punto di aggancio sulla cintura del soggetto, in modo da restituirgli un tratto di corda sufficiente a non applicare nessun carico.

Per recuperare la condizione di camminata non perturbata si inserisce un ulteriore meccanismo che spinge la corda oltre la lunghezza del cilindro: quando la corda perde l'appoggio, perde la posizione ad angolo retto e assume la posizione diagonale, permettendo così di riguadagnare un tratto di lunghezza anche superiore al gioco iniziale, e comunque sufficiente per non far percepire più il carico al soggetto (Figura 3. 4 C). Anche in questo caso il meccanismo utilizzato è un cinematismo biella-manovella associato a una slitta e attuato da un servomotore. Questo insieme costituisce il secondo modulo slitta-motore, *SL-M2*, ed è fissato alla seconda asta verticale *A2*, in posizione leggermente più vicina alla prima asta rispetto al cilindro (Figura 3. 5).



**Figura 3. 5** Vista schematica prospettica dei moduli principali del dispositivo. Il sistema di riferimento è indicato in basso a destra: in rosso l'asse  $\underline{x}$ , in verde l'asse  $\underline{y}$  e in blu l'asse  $\underline{z}$ , tutti con freccia rivolta nel verso positivo. Gli elementi funzionali sono colorati per ottimizzarne la visualizzazione. Sono identificabili dalle lettere: r) corda che lega il soggetto al peso; SL-M1) primo modulo slitta-motore, la slitta si muove in direzione  $\underline{y}$  positiva per sbloccare l'elemento di aggancio; F) elemento di aggancio tra la corda e la slitta, una volta sbloccato si muove in direzione  $\underline{z}$  positiva; SL-M2) secondo modulo slitta-motore, la slitta si muove in direzione  $\underline{y}$  negativa per spostare la guida della corda; G) elemento di guida della corda, la corda scorre dentro e viene spostata in direzione  $\underline{z}$  negativa; C) cilindro di appoggio della corda in fase di pre- e di perturbazione; P) peso pari al carico da applicare; A1 e A2) aste fisse verticali (asse longitudinale parallelo all'asse  $\underline{x}$ )

Si nota dalla Figura 3. 5 che, per ottimizzare il funzionamento del dispositivo, sono stati progettati ad hoc sia l'aggancio della corda sulla slitta del modulo *SL-*

*M1*, sia lo spostamento della corda realizzato dal modulo *SL-M2*. L'aggancio è dato dal modulo *F*, costituito da un pezzo unico di alluminio a cui viene fissata la corda; ha la forma di un parallelepipedo cavo di dimensioni adeguate alla slitta. Lo spostamento è dato dal modulo *G*; è progettato in modo da fare da guida alla corda quando deve stare sull'asse orizzontale (in fase di pre – e di perturbazione), e da spingerla fuori dal cilindro quando deve cadere (in fase di post – perturbazione). Si noti che nel caso del modulo *SL-M1* la posizione iniziale della slitta è esterna alla guida, rispetto alla posizione del motore, ed il movimento che compie è verso l'interno; nel caso, invece, del modulo *SL-M2*, la slitta, dalla posizione interna alla guida, si muove verso l'esterno.

La rotazione dei servomotori viene controllata tramite Arduino. In base all'uscita di sensori di forza, applicati sotto le scarpe del soggetto, viene selezionata la fase del ciclo di passo in cui si vuole applicare la perturbazione. Un interruttore a deviatore agisce come *enable*, abilitando la possibilità di applicare una rotazione ai servomotori; la rotazione avviene effettivamente, però, solo quando anche l'uscita dei sensori di forza è favorevole. Dato il principio di funzionamento meccanico descritto precedentemente, i due servomotori non dovranno essere attivati contemporaneamente, ma la rotazione verrà loro imposta con un certo ritardo. Il valore numerico di questo ritardo deve essere stabilito in base alla durata che si vuole dare alla perturbazione, ma dipende dal tempo di risposta dei servomotori e non potrà comunque essere minore del tempo di caduta libera del peso per i primi 10 *cm* (corrispondenti all'allentamento della corda tra il soggetto e l'asta *A1*).

Inoltre Arduino invia un segnale di uscita per sincronizzarsi con un sistema di misurazione dei segnali elettromiografici. Gli elettrodi EMG vengono posizionati sui muscoli delle gambe e del bacino per misurare la risposta di muscoli sia prossimali che distali rispetto al punto di applicazione della perturbazione.

In questo sistema la struttura fissa è costituita solo da pochi elementi di sostegno. Questo fa sì che l'apparato di perturbazione sia complessivamente poco ingombrante in termini volumetrici, e quindi molto facilmente trasportabile.

Inoltre la struttura modulare dei gruppi di azionamento delle slitte fa sì che lo stesso principio di funzionamento possa essere valido anche variando la direzione e l'altezza della perturbazione, garantendo una buona versatilità del dispositivo per l'utilizzo in esperimenti di diversa natura.

Anche dal punto di vista del consumo energetico e del sistema di controllo è un dispositivo leggero e facilmente adattabile all'acquisizione di più segnali di controllo per l'attivazione dei motori. Il numero stesso dei motori, e quindi dei moduli slitta-motore, può essere aumentato compatibilmente con le caratteristiche dell' hardware Arduino utilizzato (e comunque anch'esso modificabile mantenendo la stessa struttura). La fase di applicazione della perturbazione, e la sua durata, possono essere facilmente modulate riprogrammando il software. Questo tipo di controllo permette quindi di svolgere esperimenti in maniera ripetibile e accurata, prevedendo anche la possibilità di variarne i parametri.

### ***3.2.1. Progettazione del primo modulo slitta-motore***

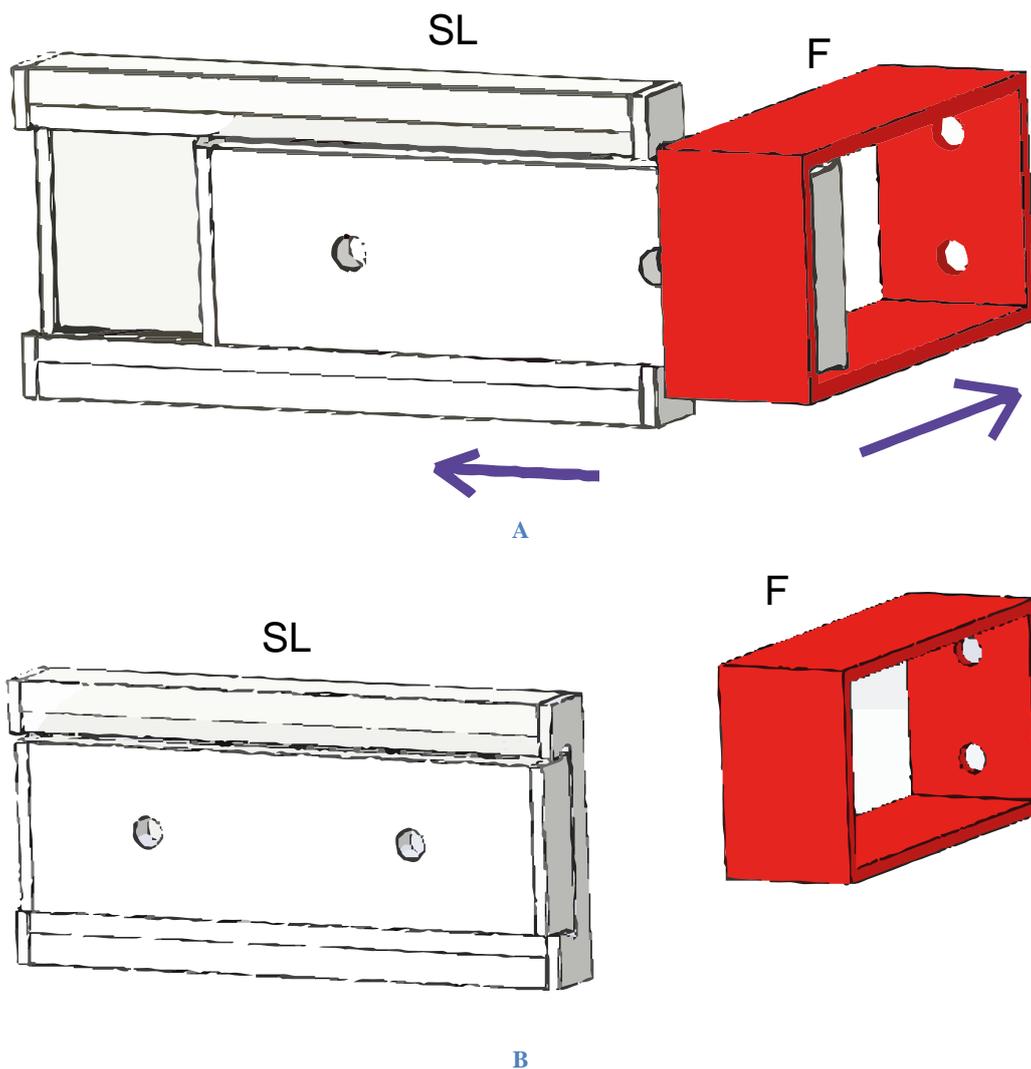
Il cuore del sistema perturbativo sviluppato nell'ambito di questa tesi è quindi il meccanismo di sgancio del carico rispetto alla struttura fissa. Per ottenere una perturbazione impulsiva questo meccanismo deve permettere di sbloccare il carico istantaneamente. L'idea adottata per realizzarlo è quella di inserire un elemento scorrevole, ovvero la slitta SL, a cui si è già accennato, su una struttura fissa, in modo che possa sporgere da questa e fare da aggancio per la corda che sorregge il carico.

Il movimento dell'elemento scorrevole deve essere quindi un moto rettilineo lungo una guida fissata al telaio. Per massimizzare la velocità di scorrimento, il contatto tra le due superfici in moto relativo deve essere privo di attrito; il componente più adatto a questo scopo è una slitta lineare già presente in commercio (IKO BWU 40-80) (Figura 3. 6), costruita interamente in acciaio inox. La slitta deve rimanere in posizione sporgente rispetto alla sua guida fin tanto che non si vuole dare la perturbazione (Figura 3. 7 A); quando invece si vuole sbloccare il carico la slitta deve ritornare nella guida per non offrire più la possibilità di aggancio alla corda che sorregge il peso (Figura 3. 7 B).



**Figura 3. 6** Foto della slitta IKO-BWU 40-100; differisce dalla slitta IKO-BWU 40-80 solo per la lunghezza (**100 mm** invece di **80 mm**, rispettivamente). Il carrello con i cuscinetti a sfera è montato all'interno della struttura, a favorire lo scorrimento del letto sulla tavola (la slitta è indicata nel testo con 'SL') [Illustrazione tratta e modificata da [72]].

Per attivare una perturbazione in base a un protocollo prestabilito e in modo ripetibile è necessario che il movimento della slitta venga attuato da un motore. La soluzione progettuale adottata è costituita da un sistema biella – manovella (Figura 3. 8), in cui la manovella si muove in modo solidale all'albero di un servomotore, e la biella trasforma il moto rotatorio della manovella in moto traslatorio della slitta all'interno dei binari della guida. È opportuno assemblare slitta, motore e sistema biella-manovella in un modulo unico, ovvero il modulo slitta-motore *SL-MI*, da fissare al telaio, in fase di costruzione del dispositivo, per ottenere una maggiore stabilità del modulo stesso.

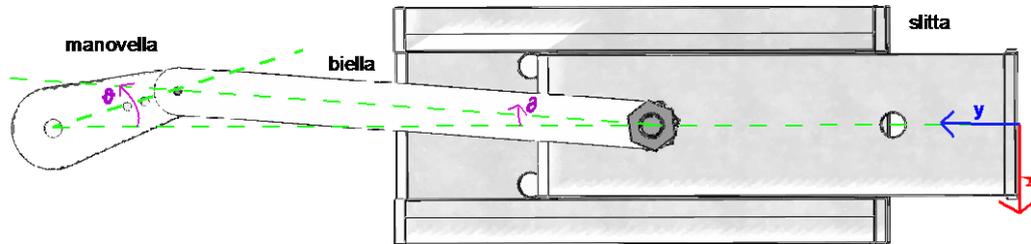


**Figura 3.7** **A)** Schema della vista prospettica della slitta in fase di non perturbazione: il letto della slitta *SL* fa da aggancio per il modulo *F* di aggancio della corda; le frecce viola indicano il verso di movimento dei due componenti una volta sganciati: il letto di *SL* si muove in direzione  $\underline{y}$ , *F* in direzione  $\underline{z}$ . **B)** In fase di perturbazione il letto della slitta entra nella guida e il modulo di aggancio si sgancia.

### ***Analisi cinematica e dinamica***

Come appena accennato, la slitta deve bloccare la corda che sostiene il carico e, all'attivazione della perturbazione, muoversi di moto rettilineo uniforme. Dato che la guida permette il moto lungo l'asse  $\underline{y}$  (Figura 3. 8) sul piano  $\underline{xy}$ , la forza di perturbazione, che si sviluppa sull'asse  $\underline{z}$ , costituisce un carico verso l'alto per la slitta; dal datasheet [72] è noto che questo tipo di slitta supporta carichi molto elevati in questa direzione – 5730 N in condizioni statiche e 4010 N in condizioni

dinamiche. Quindi per quanto riguarda la funzione di blocco del carico non si presenta nessun problema.



**Figura 3. 8** Rappresentazione della cinematica del sistema biella-manovella che muove la slitta:  $\vartheta$  è l'angolo di rotazione della manovella rispetto all'asse  $x$ ,  $\vartheta$  è l'angolo di rotazione della biella rispetto alla slitta e rispetto all'asse  $y$ .

Riguardo al moto rettilineo uniforme, è chiaro, dall'analisi cinematica del manovellismo di spinta (Figura 3. 8), che la posizione della slitta lungo l'asse  $y$  dipende dall'angolo di rotazione della manovella,  $\vartheta$ , secondo la legge:

$$y = r + L - r \times \cos(\vartheta) - L \times \cos(\vartheta) \quad (3. 1)$$

dove

$$\vartheta = \sin^{-1} \left( \sin(\vartheta) \times \frac{r}{L} \right) \quad (3. 2)$$

è l'angolo tra la biella e la direzione di moto della slitta,  $y$  è la posizione della slitta,  $L$  è la lunghezza della biella [m], e  $r$  è la lunghezza della manovella [m].

L'angolo  $\vartheta$  si ottiene imponendo il moto rotatorio uniforme alla manovella e al servomotore, quindi sarà dato da:

$$\vartheta = \vartheta_{sm} \quad (3. 3)$$

In questo caso il vettore degli angoli della manovella è identico al vettore degli angoli del servomotore, ovvero  $\vartheta$  è posto pari a  $0^\circ$  in corrispondenza della posizione del servomotore quando è ruotato di  $0^\circ$ . Il vettore dell'angolo di

rotazione del servomotore nel tempo,  $\vartheta_{sm}$ , è costituito da elementi del seguente tipo, secondo la legge del moto uniforme:

$$\vartheta_{sm}(i) = \vartheta_{sm}(i - 1) + w_{servo} \times (t(i) - t(i - 1)) \quad (3.4)$$

dove  $w_{servo}$  è la velocità angolare del servomotore, e  $t(i)$  è l'elemento  $i$ -esimo del vettore tempo.

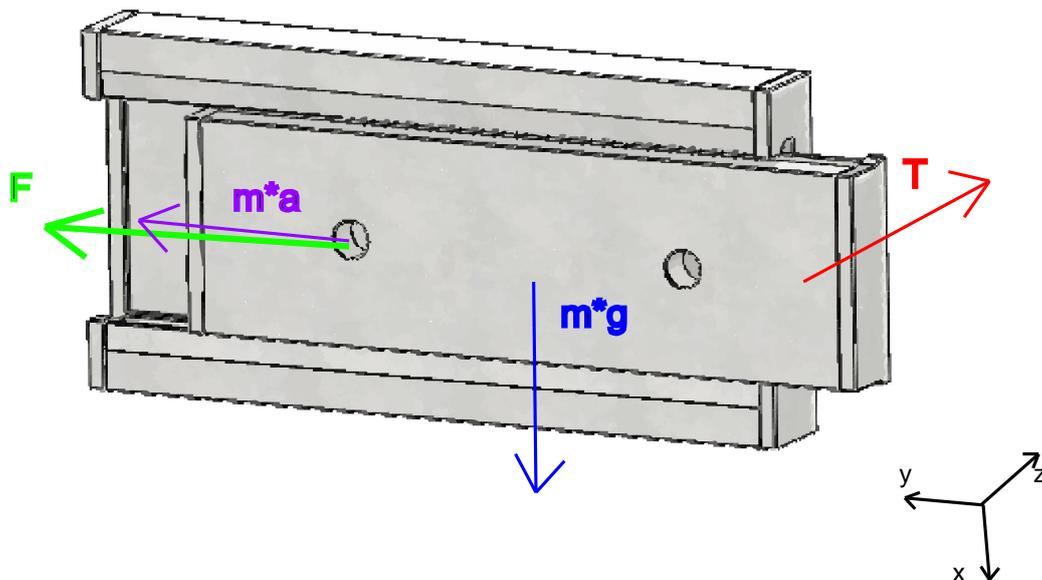
La velocità lineare della slitta  $v$  è ottenibile semplicemente come derivata nel tempo dello spostamento; dipende quindi dalla velocità angolare del servomotore,  $w_{servo}$ , e dalla posizione angolare della manovella,  $\vartheta$ :

$$v = r \times w_{servo} \times \left( \sin(\vartheta) + \left( r \times \frac{\sin(2 \times \vartheta)}{2 \times L} \right) \right) \quad (3.5)$$

Lo stesso vale per l'accelerazione  $a$ , essendo la derivata nel tempo della velocità:

$$a = r \times (w_{servo}^2) \times \left( \cos(\vartheta) + \left( r \times \frac{\cos(2 \times \vartheta)}{L} \right) \right) \quad (3.6)$$

Per ricavare la forza necessaria a muovere la slitta con questa accelerazione, ovvero la coppia che il motore deve applicare sulla slitta tramite il sistema biella – manovella, è necessario analizzare quali forze agiscono su questo elemento.



**Figura 3.9** Forze che agiscono sulla slitta del modulo SL\_M1:  $\underline{F}$  è la forza necessaria a muovere la slitta con accelerazione  $\underline{a}$ ;  $\underline{m} \times \underline{g}$  è il peso del letto della slitta sui cuscinetti interni;  $\underline{T}$  è il carico applicato. In basso a destra è indicato il sistema di riferimento.

Come si può notare dal disegno (Figura 3. 9), la forza  $F$  da quantificare è posta lungo l'asse  $y$ , ed è la risultante delle seguenti forze:

- forza di Newton, pari a  $m \times a$ , dove  $m$  è la massa della slitta;
- reazione tangente al carico, indicato con  $T$ , dovuta sia all'attrito tra la slitta e la guida (contatto lubrificato tramite cuscinetti, con coefficiente di attrito pari a  $\mu_c$ ) sia all'attrito tra la superficie anteriore della slitta e il gancio a cui è attaccata la corda con il peso (contatto lubrificato tramite grasso lubrificante, con coefficiente di attrito pari a  $\mu_{load}$ ), pari a  $T \times \mu_c + T \times \mu_{load}$ ;
- reazione tangente del peso della slitta stessa, pari a  $m \times g \times \mu_c$ .

Quindi  $F$  sarà pari a:

$$F = m \times a + T \times \mu_c + T \times \mu_{load} + m \times g \times \mu_c \quad (3. 7)$$

A questo punto è possibile ricavare la potenza  $P$  e la coppia *Coppia* che il motore deve sviluppare per avviare il movimento della slitta:

$$P = F \times v \quad (3. 8)$$

$$Coppia = \frac{P}{w_{servo}} \quad (3. 9)$$

Paragonando il risultato ottenuto con la coppia massima che il servomotore scelto può fornire è possibile capire quale carico è possibile applicare in funzione della lunghezza della manovella e della velocità di rotazione applicata. In altre parole variando i parametri  $r$ ,  $w_{servo}$  e  $T$  si ottengono coppie diverse e spostamenti diversi; la scelta del servomotore più adeguato sarà guidata inevitabilmente da un compromesso tra la necessità, da una parte, di avere uno spostamento sufficiente della slitta nel minor tempo possibile, e dall'altra di riuscire a muoverla anche applicando carichi di valore adeguato a fornire una perturbazione significativa.

## Dimensionamento del sistema biella-manovella

Il primo servomotore che si ipotizza di utilizzare è il micro servo (Spring RC SM-S2309S, Figura 3. 10), disponibile all'interno dello starter kit di Arduino. Dal

relativo datasheet [73] (i cui punti principali sono riassunti in Tabella 1) velocità e coppia massime disponibili risultano essere, senza carico e con alimentazione pari a 6V,  $w_{servo} = \frac{60^\circ}{0,10 s}$ , e  $Coppia = 1,3 kg \times cm$ .



**Figura 3. 10** Fotografia del servomotore Spring RC SM S2309S (Illustrazione tratta e modificata da [73]).

**Tabella 1.** Specifiche del servomotore SM S2309 S [73].

<b>Classe</b>	Micro
<b>Connettore</b>	JR (Universale)
<b>Tipo</b>	Analogico
<b>Ingranaggi</b>	1 in metallo + 4 in plastica
<b>Rotazione</b>	$\pm 60^\circ$
<b>Velocità a 4,8 V</b>	$\frac{0,12 s}{60^\circ}$
<b>Velocità a 6 V</b>	$\frac{0,10 s}{60^\circ}$
<b>Coppia a 4,8 V</b>	$1,1 kg \times cm$
<b>Coppia a 6 V</b>	$1,3 kg \times cm$
<b>Voltaggio di alimentazione</b>	$4,8 V \div 6 V$
<b>Dimensioni</b>	$22,9 \times 12,3 \times 22.2 mm$
<b>Peso</b>	$9,9 g$

Svolgendo i calcoli precedentemente descritti, si può verificare, per via analitica e grafica, la fattibilità del sistema al variare di alcuni parametri.

È utile evidenziare la posizione assunta dalla slitta in vari istanti temporali, per calcolare quale sia la rotazione da imporre al servomotore per ottenere il necessario spostamento della slitta, e per misurare la durata temporale di questo spostamento (data la velocità fissata del servomotore).

La posizione  $y = 0 \text{ m}$  si ha quando il servomotore è ruotato di  $0^\circ$  e quindi gli angoli  $\vartheta$  e  $\partial$  sono pari a  $0^\circ$ . In questa posizione le dimensioni geometriche di tutto l'assieme sono tali che la slitta sporge dalla guida, e quindi dal telaio, di  $19 \text{ mm}$ . Quindi l'angolo di rotazione  $\Delta\vartheta$  da far compiere al servomotore deve essere tale che lo spostamento della slitta lungo la sua guida sia  $dy \geq 0.0188 \text{ m}$ . La velocità angolare di questo servomotore fa sì che lo spostamento desiderato, ovvero  $18.8 \text{ mm}$  ( $dy$ ), sia ottenuto attraverso una rotazione di  $122^\circ$  ( $\Delta\vartheta$ ) in  $202.5 \text{ ms}$  ( $Dt$ ) (Figura 3. 11).

Per ottenere uno sganciamento del carico in minor tempo potrebbe essere utile sia aumentare la lunghezza della manovella – per compiere lo stesso spostamento con una rotazione minore – sia modificare la posizione di partenza della manovella stessa. Dato che aumentare il raggio di rotazione (ovvero la lunghezza della manovella) comporterebbe un aumento della coppia richiesta al motore, l'opzione migliore da analizzare, in prima istanza, è la seconda.

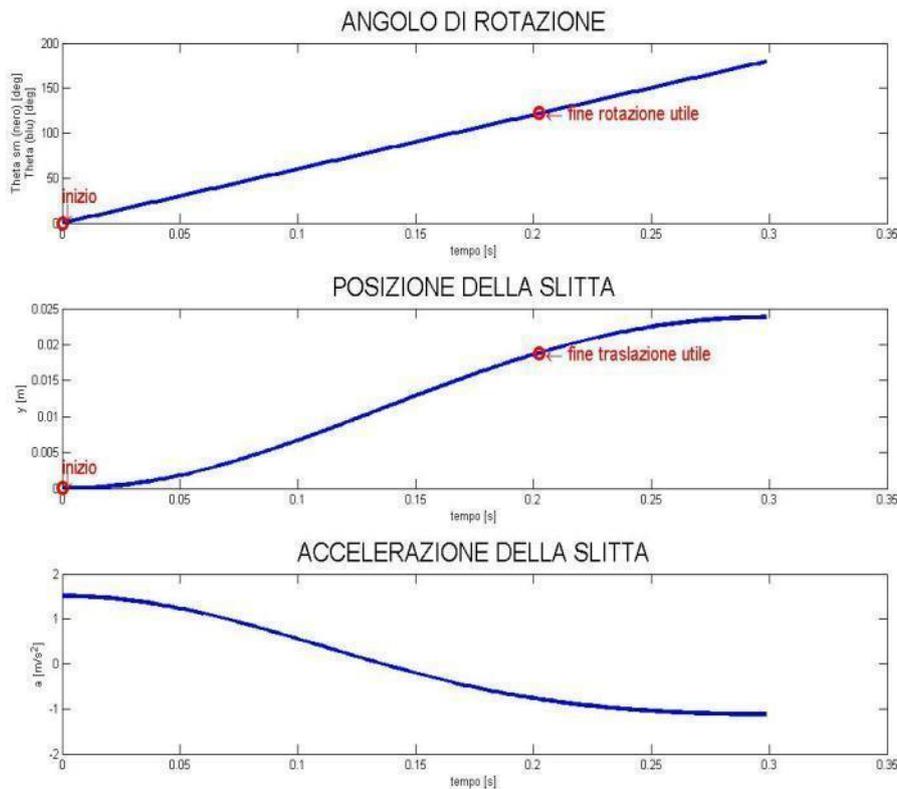
Si impone, quindi, una diversa condizione iniziale sulla manovella, variando il suo angolo iniziale rispetto alla posizione corrispondente a  $0^\circ$  del servomotore.

Il nuovo angolo iniziale della manovella è

$$\vartheta_0 = \vartheta_{sm0} + \frac{90^\circ \times 2\pi}{360^\circ} ,$$

e l'angolo a compimento della rotazione utile sarà

$$\vartheta_\Delta = \vartheta_{sm\Delta} + \frac{90^\circ \times 2\pi}{360^\circ} .$$



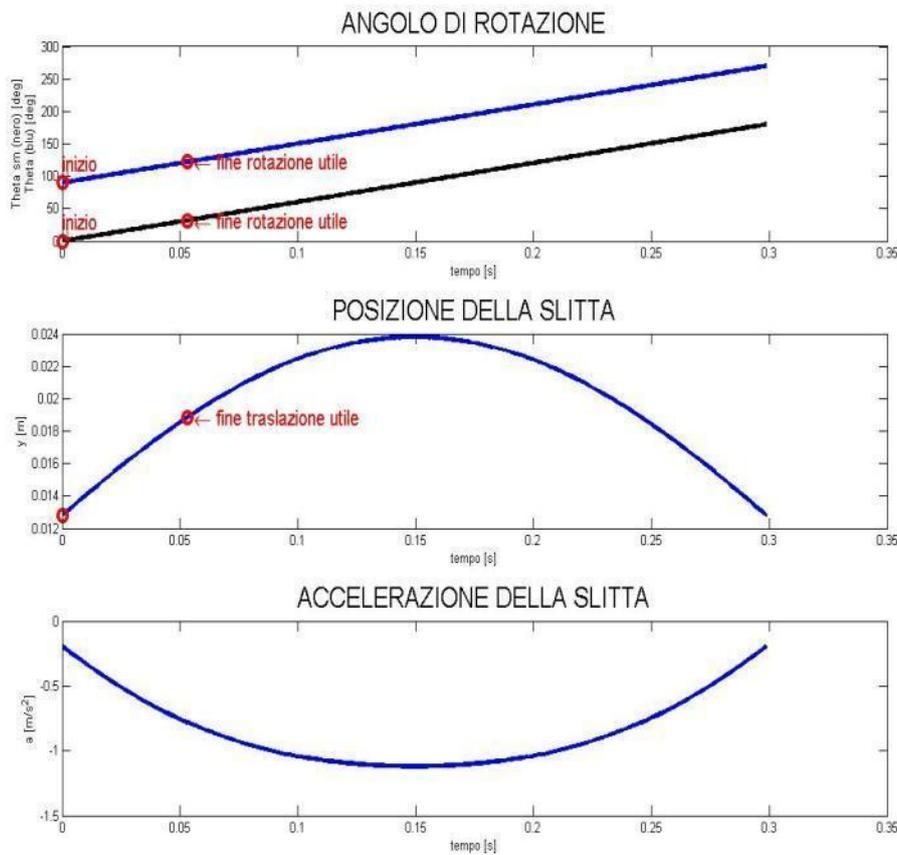
**Figura 3. 11** L'angolo della manovella e del motore coincidono. L'angolo iniziale è  $0^\circ$ . La posizione iniziale della slitta è  $y = 0$ . La rotazione di  $122^\circ$  termina dopo 202.5 ms; lo spostamento risultante è 18.8 mm. L'accelerazione della slitta risulta decrescente.

In altre parole si impone che in ogni istante l'angolo della manovella sia uguale all'angolo di rotazione del servomotore a meno della costante iniziale pari a  $90^\circ$ :

$$\vartheta = \vartheta_{sm} + \frac{90^\circ \times 2\pi}{360^\circ} .$$

In questo nuovo caso la posizione iniziale della slitta non è più  $y_0 = 0$ , ma risulta  $y_0 = 0,0128 \text{ mm}$ . Lo spostamento necessario, quindi, si riduce perché è dato dalla differenza tra la sporgenza massima della slitta rispetto al telaio e la nuova posizione iniziale, ovvero  $0,0188 - 0,0128 = 0,006 \text{ mm}$ . La rotazione necessaria per compiere questo spostamento risulta essere pari a  $32^\circ$ , e viene compiuta in soli 53,1 ms (Figura 3. 12).

Una sporgenza di 6 mm rispetto al telaio offre comunque la possibilità di aggancio per la corda che sorregge il carico perturbativo, quindi questa soluzione merita di essere portata avanti come prima scelta in fase di progettazione del cinematismo biella - manovella accoppiato al micro servomotore.



**Figura 3. 12** L'angolo della manovella è sfasato di  $90^\circ$  rispetto a quello del motore. L'angolo iniziale è  $90^\circ$ . La posizione iniziale della slitta è  $y = 12.8$  mm. La rotazione di  $32^\circ$  termina dopo 53.1 ms; lo spostamento risultante è 6.0 mm. L'accelerazione della slitta risulta decrescente per metà rotazione, e poi crescente.

### ***Dimensionamento del motore***

Una volta stabilite le dimensioni del sistema biella - manovella, è importante capire quale carico possa essere applicato affinché il motore possa effettivamente azionare il movimento della slitta quando questa è sottoposta al carico stesso. Il sistema biella – manovella viene orientato in modo tale che la direzione di moto della slitta risulti ortogonale sia alla direzione di scorrimento della corda (se fosse parallela la slitta non funzionerebbe da blocco per la corda stessa), sia alla direzione dell'accelerazione di gravità; quest'accorgimento è utile per due motivi:

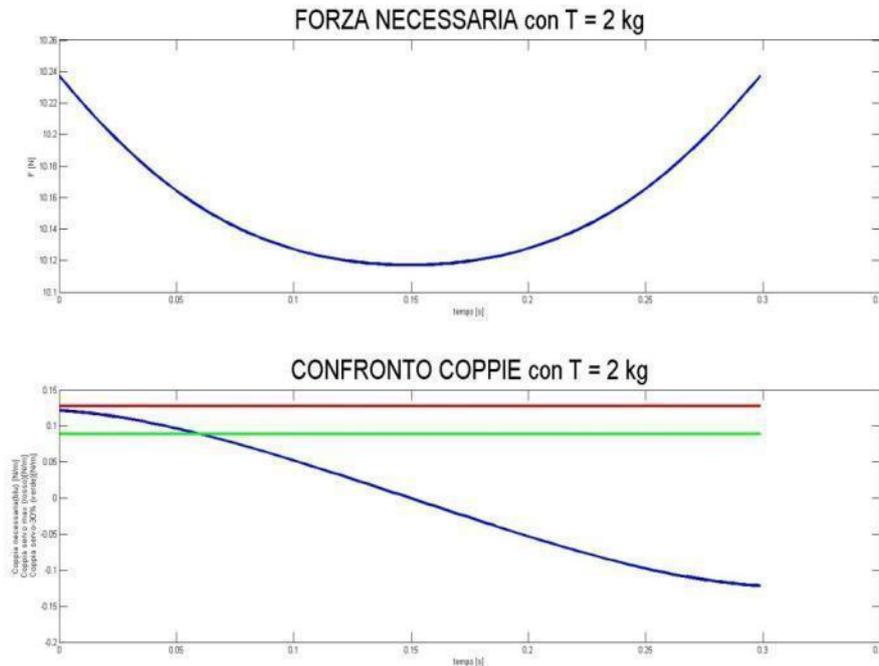
1. se la slitta fosse posizionata in modo da scorrere in verticale, la forza di gravità favorirebbe la rotazione del motore in fase di sblocco del carico

( $\Phi_1$ ), ma nella prima fase  $\Phi_0$  questa risulterebbe come una ulteriore forza di carico, contrapposta alla coppia resistente del motore.

- la faccia più larga della slitta risulta ortogonale alla direzione della corda, e questo permette di sfruttare la proprietà di grande resistenza al carico della slitta in direzione ortogonale. Inoltre offre una superficie di appoggio più ampia per il gancio attaccato alla corda, quindi una migliore distribuzione dell'attrito tra le superfici del gancio e del letto della slitta.

Quindi la risultante delle forze sulla slitta è esattamente quella descritta dall'equazione (3. 7, e la coppia richiesta al motore per sviluppare tale forza sulla slitta è data dall'equazione (3. 9).

Quindi la coppia necessaria dipende dal carico applicato in percentuale decisamente superiore rispetto agli altri contributi. Svolgendo l'analisi numerica si può ottenere un confronto grafico tra la coppia necessaria e la coppia disponibile per il servomotore in uso (Figura 3. 13).



**Figura 3. 13** La forza necessaria sulla slitta dipende strettamente dall'accelerazione ottenuta dall'analisi cinematica. La coppia che deve fornire il motore è indicata in blu. Per un carico pari a 2 kg risulta inferiore alla soglia massima, ma superiore alla soglia a meno del 30%.

È chiaro, a questo punto, che con questo servomotore il carico applicabile è di poco superiore ai 2 kg ; è un risultato non soddisfacente in quanto in letteratura sono state riscontrate perturbazioni applicate con carichi superiori: Ellis [21] utilizza perturbazioni pari al 5% e al 10% del peso del corpo; Hof [20] parla di carichi proporzionali alla velocità di cammino, circa  $1 \frac{m}{s}$ , con coefficienti da  $2,7 \text{ kg} \times \frac{m}{s}$  a  $12,4 \text{ kg} \times \frac{m}{s}$  ; Pidcoe e Rogers [19] applicano 8 carichi diversi da 22 N a 222 N .

Si tenga presente che la corda si suppone agganciata alla slitta per mezzo del modulo  $F$ , che viene progettato ad hoc allo scopo di ottimizzare il contatto e favorire il movimento della slitta anche sotto carico. La situazione migliore si ottiene imponendo le dimensioni della faccia rettangolare del parallelepipedo pari all'area della slitta che sporge dalla guida, e rendendo la superficie interna (quella a contatto con la superficie della slitta) la più liscia possibile (Figura 3. 7). Quindi si riporta la slitta a uscire di 18,8 mm rispetto alla guida per aumentare la superficie di contatto tra la slitta stessa e l'aggancio  $F$  (di larghezza 19 mm e altezza 25 mm). Questo accorgimento non è comunque sufficiente, e la soluzione che comporta l'utilizzo del micro servomotore SM S2309S non soddisfa i requisiti richiesti di fornire una perturbazione di maggiore intensità.

Quindi si è optato per l'utilizzo di un motore con maggiore coppia, a discapito della velocità di rotazione. La scelta si è portata sul servomotore analogico Hitec HS 645 MG (Figura 3. 14), le cui caratteristiche con alimentazione a 6 V sono una coppia pari a  $9,6 \text{ kg} \times \text{cm}$  e una velocità di rotazione pari a  $0,200 \frac{s}{60^\circ}$  (Tabella 2).



**Figura 3. 14** Fotografia del servomotore Hitec HS 645 MG (Illustrazione tratta da [74]).

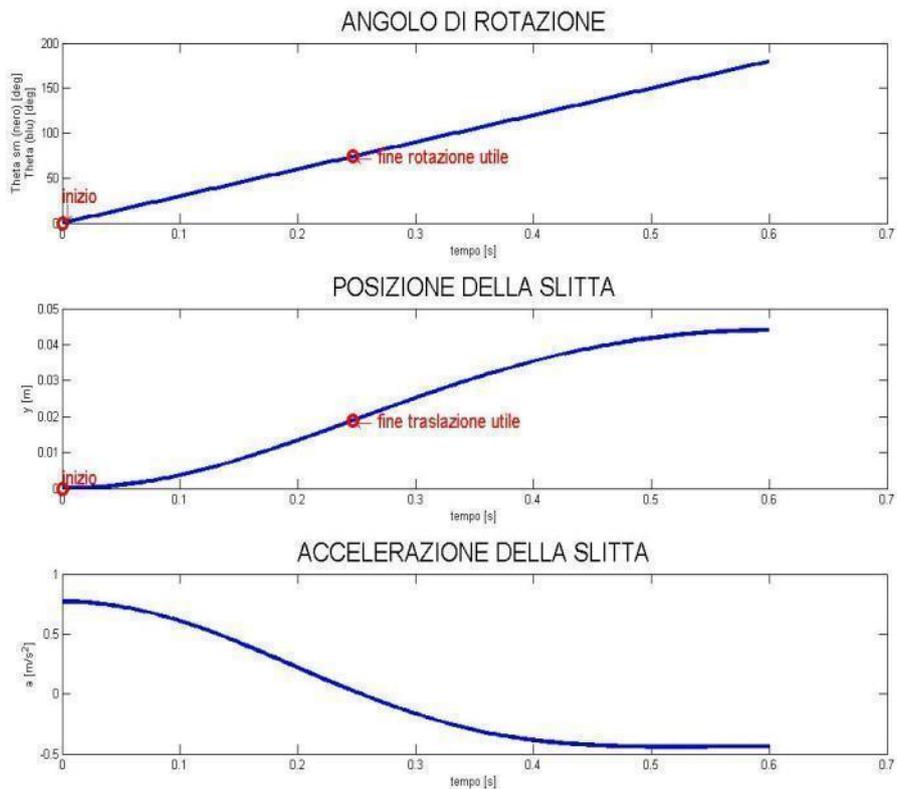
**Tabella 2.** Specifiche del servomotore HS 645 MG [74].

<b>Classe</b>	Standard
<b>Connettore</b>	JR (Universale)
<b>Tipo</b>	Analogico
<b>Ingranaggi</b>	In metallo
<b>Rotazione</b>	$\pm 60^\circ$
<b>Velocità a 4,8 V</b>	$\frac{0,24 \text{ s}^\circ}{60^\circ}$
<b>Velocità a 6 V</b>	$\frac{0,20 \text{ s}}{60^\circ}$
<b>Coppia a 4,8 V</b>	$7,7 \text{ kg} \times \text{cm}$
<b>Coppia a 6 V</b>	$9,6 \text{ kg} \times \text{cm}$
<b>Voltaggio di alimentazione</b>	$4,8 \text{ V} \div 6 \text{ V}$
<b>Dimensioni</b>	$40,6 \times 19,8 \times 37,3 \text{ mm}$
<b>Peso</b>	$55,2 \text{ g}$

Si è deciso comunque di mantenere la slitta in posizione sporgente di  $18,8 \text{ mm}$  e progettare l'aggancio  $F$  con dimensioni  $19 \times 30 \times 60 \text{ mm}$  (Figura 3. 6).

Mantenendo valida l'analisi cinematica e dinamica svolta in precedenza, si variano solo i parametri relativi al motore e alla manovella in uso.

In questo caso, lo spostamento utile di  $18,8 \text{ mm}$  viene ottenuto per una rotazione del servomotore di  $74^\circ$ , compiuta in  $246,4 \text{ ms}$  (Figura 3. 15).



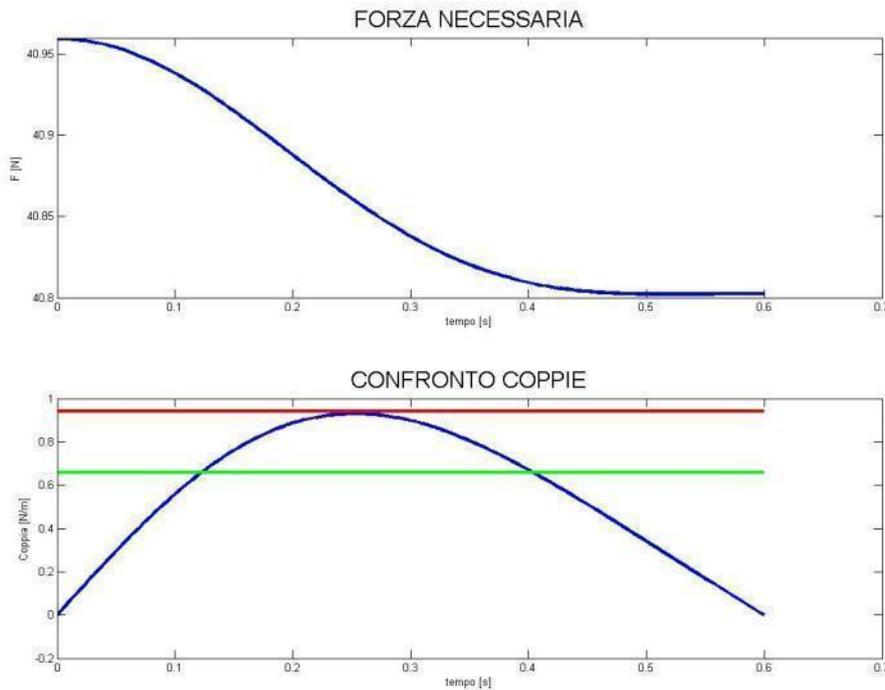
**Figura 3. 15** L'angolo della manovella e del motore coincidono. L'angolo iniziale è  $0^\circ$ . La posizione iniziale della slitta è  $y = 0$ . La rotazione di  $74^\circ$  termina dopo 246.4 ms; lo spostamento risultante è 18.8 mm.

L'accelerazione della slitta risulta decrescente.

Per tornare all'analisi delle forze, la coppia richiesta rimane al di sotto della coppia massima del servomotore per carichi fino a 8 kg circa. Questa cifra permette di somministrare perturbazioni pari al 10 % per un soggetto di 80 kg, dunque è più che soddisfacente. Inoltre questo valore del carico è sottostimato in quanto il coefficiente  $\mu_{load}$  è posto = 0.47, ovvero il coefficiente tra alluminio e acciaio non lubrificato, ma in realtà il contatto verrà lubrificato dal grasso.

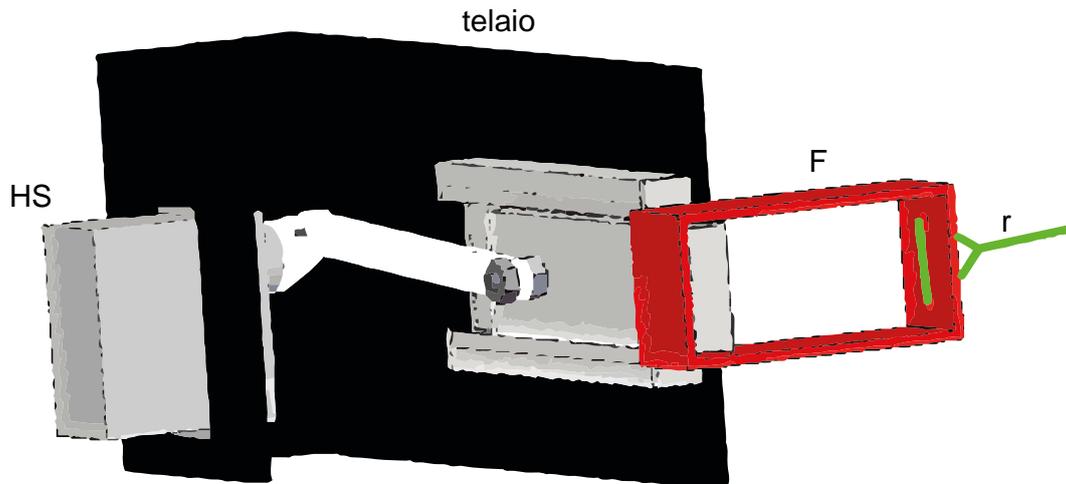
Questa soluzione permette quindi di riuscire a muovere la slitta anche quando questa è sottoposta a carichi vicini agli 8 kg, il che garantisce di poter applicare la giusta intensità di perturbazione, ma la velocità che impone al movimento della slitta è molto minore di quella precedentemente ottenuta con l'utilizzo del servomotore S. E' comunque un compromesso accettabile, in quanto l'impulsività di applicazione del carico sul soggetto è conservata. La slitta si sposta verso

l'interno della sua guida in 250 ms circa, ma l'incastro si toglie comunque in modo istantaneo in un solo istante di tempo compreso in questi 250 ms.



**Figura 3.16** La forza necessaria sulla slitta dipende strettamente dall'accelerazione ottenuta dall'analisi cinematica. La coppia che deve fornire il motore è indicata in blu. Per un carico pari a 8 kg risulta inferiore alla soglia massima, ma superiore alla soglia a meno del 30%.

Dunque la configurazione finale del modulo *SL-MI* viene progettata in base alle dimensioni relative al servomotore HS e agli altri elementi coinvolti nell'analisi appena svolta. Il modulo deve essere compatto in modo da poter essere fissato all'asta, e deve essere sufficientemente stabile da non subire alterazioni durante la ripetizione delle prove. Quindi è fondamentale ridurre al minimo i giochi tra i vari elementi. La configurazione finale è quella mostrata in Figura 3.17.

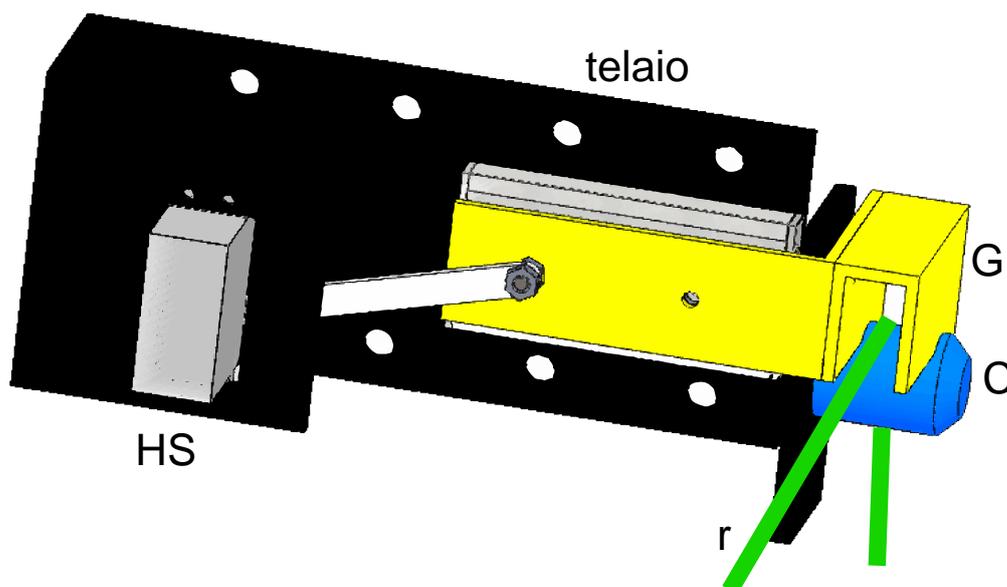


**Figura 3. 17** Schema del modulo SL-M1, in cui il letto della slitta è l'unico elemento che sporge dagli elementi fissi che costituiscono il telaio (colorati in nero) , per incastrare il modulo F (colorato in rosso).

### **3.2.2 Progettazione del secondo modulo slitta-motore**

Fino a che si vuole far camminare il soggetto senza carico, e fino a tutta la durata della perturbazione, la corda deve rimanere tesa tra la prima asta fissa e la seconda. Quando si vuole far sì che il soggetto torni a camminare normalmente dopo la perturbazione, la corda deve scivolare giù dal cilindro sul quale era appoggiata. Deve quindi essere spinta in direzione ortogonale a quella nella quale scorre. La spinta gli viene data dall' elemento metallico chiamato *G* (Figura 3. 5, Figura 3. 18), progettato ad hoc per essere fissato a una seconda slitta e arrivare in contatto con la superficie curva del cilindro. Dal punto di vista meccanico l'elemento *G* è costituito da due parti in alluminio: una parte a forma di L (sul piano  $yz$ ) tale da avvitarsi sulla slitta e allinearsi alla direzione della corda; un'altra parte a forma di 'U' rovesciata (sul piano  $xy$ ), che si attacca alla prima e al cui interno scorre la corda. Il lato della 'U' più lontano dalla slitta la tiene appoggiata sul cilindro; il lato più vicino invece la spinge fuori (Figura 3. 18).

Infatti, in fase iniziale (pre- perturbazione e perturbazione) la slitta è posizionata all'interno della sua guida; l'elemento metallico mantiene la corda in linea, appoggiata sul cilindro. Quando la slitta si muove verso l'esterno, l'elemento *G* sposta la corda dalla sua linea e la fa oltrepassare la lunghezza del cilindro; a questo punto la corda va in posizione diagonale e fa riguadagnare libertà di movimento al soggetto.



**Figura 3. 18** Schema del modulo SL-M2, in cui il letto della slitta spinge la corda *r* (colorata in verde) oltre il cilindro *C* (colorato in azzurro) attraverso la guida *G* (colorata in giallo). Gli elementi fissi che costituiscono il telaio sono colorati in nero.

La corda è sottoposta al carico applicato, quindi anche l'elemento *G* che la mantiene in linea lo è perchè deve evitare che questa si sposti troppo in direzione ortogonale allo scorrimento anche durante la fase di perturbazione. Per il modulo *SL-M2* infatti il problema è mantenere la posizione in fase di caduta del peso senza cedere all'azione contraria che questo imprime sulla corda dentro la guida *G*. La fase dinamica è invece resa più agevole dal fatto che il movimento che la slitta deve imprimere alla corda è concorde con l'azione del peso. In definitiva comunque il carico a cui è sottoposto il motore all'interno di questo modulo è lo stesso di quello precedentemente descritto, quindi anche in questo caso si opta per l'utilizzo del servomotore analogico HS 645 MG. Dunque il modulo *SL-M2* risulta identico al modulo *SL-M1*, se non per la differenza nella posizione iniziale della slitta e nel suo verso di spostamento.

### 3.3 Progettazione del sistema di controllo

Il due servomotori analizzati (SM S2309 S e HS 645 MG) sono entrambi controllabili direttamente tramite Arduino. L'hardware utilizzato è Arduino Uno, le cui specifiche sono tabulate in Tabella 3.

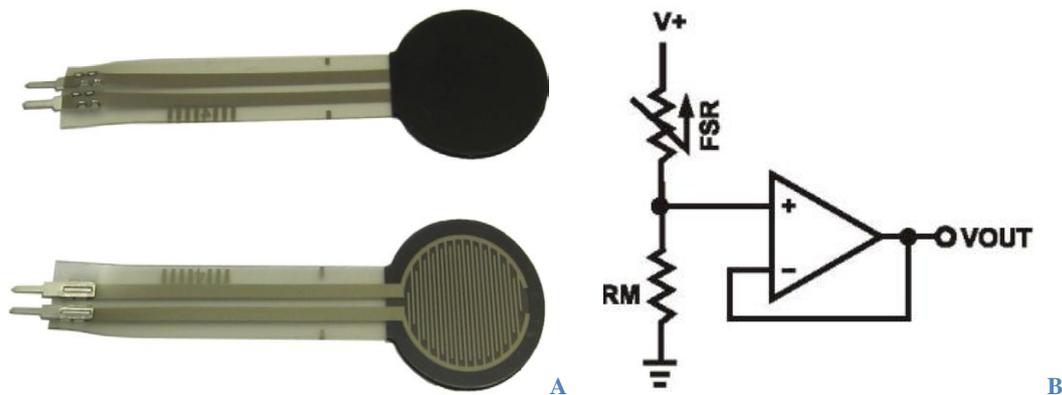
**Tabella 3.** Caratteristiche tecniche di Arduino Uno (tratto da [75]).

<b>Microcontrollore</b>	<b>ATmega328P</b>
<b>Voltaggio di alimentazione</b>	5 V
<b>Voltaggio in ingresso</b>	7-12 V (max 6-20 V)
<b>Pin I/O digitali</b>	14 (dei quali 6 forniscono uscita PWM)
<b>Pin ingresso analogico</b>	6
<b>Corrente DC per pin I/O</b>	20 mA
<b>Corrente DC per pin a 3.3V</b>	50 mA
<b>Memoria Flash</b>	32 KB (ATmega328P)
<b>SRAM</b>	2 KB (ATmega328P)
<b>EEPROM</b>	1 KB (ATmega328P)
<b>Frequenza di clock</b>	16 MHz
<b>Lunghezza</b>	68.6 mm
<b>Spessore</b>	53.4 mm
<b>Peso</b>	25 g

### 3.3.1 Settaggio delle componenti circuitali

#### Ingressi

**Sensori di pressione.** Allo scopo di fornire una perturbazione in un preciso istante del ciclo di passo, è necessario avere un mezzo per monitorare la camminata. In vista di applicazioni future, il dispositivo potrà essere integrato in una struttura più complessa che preveda l'utilizzo di un sistema di cattura 3D del movimento, per sincronizzare l'azionamento della perturbazione. Tuttavia in questo ambito non è necessario avere informazioni dettagliate sulla cinematica del movimento del passo, quindi si è optato per l'utilizzo di un sensore di pressione da posizionare sotto ad un piede del soggetto. In particolare la scelta è andata sul sensore FSR 402 (Figura 3. 19 A), la cui resistenza elettrica senza forze applicate è pari a  $10\text{ M}\Omega$ , e passa da  $100\text{ k}\Omega$ , corrispondente a una pressione pari a  $10\text{ g}$ , a  $200\text{ }\Omega$ , corrispondente a una pressione pari a  $100\text{ kg}$  [76]. Lo schema di applicazione del sensore sul circuito elettrico è quello mostrato in Figura 3. 19 B, quindi l'uscita sarà data da  $V_{out} = V_M \times \frac{R_M}{R_M + R_{FSR}}$ : rimane bassa finchè il sensore non sente pressione sulla sua superficie sensibile; appena la sente, sale in meno di  $3\text{ }\mu\text{s}$ . Dunque l'uscita del sensore deve essere collegata a un pin di ingresso analogico di Arduino tramite una partizione con una resistenza da  $1\text{ M}\Omega$  (come indicato sul datasheet [76] e in Figura 3. 19 B).



**Figura 3.19** A) Fotografia anteriore e posteriore di un sensore FSR 402 Interlink electronics. B) Circuito di lettura del sensore FSR: schema a partitore di tensione. [Illustrazioni tratte da [76]].

Per avere indicazioni sufficienti sul movimento del soggetto è sufficiente posizionare un sensore FSR sotto al tallone destro e ricostruire le fasi della camminata suddividendo in sottointervalli ogni intervallo tra un picco e il successivo dell'uscita.

**Interruttore.** La rotazione deve essere imposta ai servomotori quando la condizione desiderata sulle uscite dei sensori FSR viene rispettata. Tuttavia è necessario lasciare che il soggetto inizi a camminare senza perturbazione, quindi ci deve essere un altro elemento che blocchi l'attivazione dei motori. Questa funzione può essere svolta da un interruttore di *enable*: quando è acceso la rotazione può avvenire, quando è spento no, a prescindere dall'uscita dei sensori FSR.

Si suppone che l'uscita del deviatore sia un segnale analogico tipo onda quadra. Anche questo deviatore è, quindi, un ingresso analogico per Arduino.

## Uscite

**Servomotori.** Arduino viene utilizzato appositamente per imporre la rotazione desiderata ai servomotori. Questo tipo di motori viene controllato tramite tecnica PWM (*Pulse Width Modulation*), quindi il loro connettore va collegato alla scheda di Arduino in modo che il cavo di segnale esca da uno dei suoi pin di uscita digitale che prevedono la possibilità di modulare il segnale in PWM. Tra l'alimentazione e la messa a terra deve essere posizionato un condensatore di disaccoppiamento di 100  $\mu\text{F}$  che riduca le variazioni di tensione dovute alle altre

componenti circuitali (va collegato con anodo all'alimentazione e catodo alla massa).

I due servomotori sono identici, quindi le connessioni alla scheda lo dovranno essere altrettanto.

**EMG.** Un ultimo collegamento alla scheda di Arduino è necessario per sincronizzare la misura dei segnali EMG con l'inizio della perturbazione, e quindi con l'attuazione dei servomotori. Il cavo di segnale dell'elettromiografo deve essere connesso a un pin di uscita digitale, il cui segnale verrà posto alto quando viene imposta anche la rotazione al primo servomotore.

### **3.3.2 Gestione del software**

Prima di spiegare le istruzioni date al software Arduino è opportuno specificare come avviene il controllo del segnale inviato ai servomotori. Tipicamente avviene inviando un segnale PWM al servo, ovvero un impulso di durata variabile a seconda della posizione che si vuole fargli assumere. Di solito la posizione centrale corrisponde a un treno di impulsi la cui durata è 1500 *ms* circa ciascuno; per impulsi più corti (1000 *ms* circa) la rotazione è antioraria, per impulsi più lunghi (2000 *ms* circa) è oraria (il range di movimento tipico è 180°). Inoltre la velocità di rotazione viene controllata dal circuito interno al servomotore in base alla posizione attuale e a quella da raggiungere: se la posizione è vicina la velocità che viene impostata è bassa, se è lontana la velocità è massima. Questo serve a non far superare mai la rotazione massima.

In Arduino è possibile anche effettuare questo tipo di controllo, ma allo scopo per cui vengono utilizzati i due servomotori in questo dispositivo è più utile un'altra modalità. Tramite la libreria Servo disponibile sul sito di Arduino è possibile controllare i servomotori RC come uscite digitali, inviandogli come segnale l'angolo che si vuole che assumano, e senza dare altre specifiche la velocità viene impostata pari a quella massima. Si suppone, quindi, che l'angolo desiderato venga raggiunto dopo i millisecondi necessari a velocità massima, ma non si può avere un feedback esterno sulla posizione del servo (i servomotori hanno feedback

interno per controllare la posizione del potenziometro rispetto all'angolo impostato, ma questo feedback non è ottenibile all'esterno a meno di modificare la struttura interna). In altre parole non si può monitorare in tempo reale la posizione punto per punto del servomotore, ma si può assumere che essa sia quella desiderata dopo che è passato il tempo necessario a compierla. Nella considerazione delle tempistiche di perturbazione va quindi inserito questo intervallo di tempo come un ritardo inevitabile.

Il principio base di funzionamento del dispositivo è azionare la perturbazione in base alla posizione dell'interruttore e all'uscita dei sensori di pressione, e terminarla dopo un tempo prestabilito in base a come si vuole perturbare il soggetto. La programmazione della scheda di Arduino viene effettuata tramite determinate istruzioni, previa decisione su fase del passo, durata e spostamento della perturbazione. La fase del passo deve essere scelta in base all'uscita del sensore FSR. Il problema principale è stabilire in quali condizioni si vuole applicare la perturbazione, il che si traduce, in questo caso, nel determinare la tempistica più adatta affinché l'attivazione dei motori permetta di applicare la perturbazione nella fase di passo scelta e con una durata sufficiente a dare lo spostamento necessario. I parametri da considerare sono il ritardo rispetto alla condizione sul sensore FSR, i tempi di rotazione dei motori e il tempo di caduta libera del peso. Il modo in cui si decide di coordinare questi parametri influisce sulle modalità di applicazione della perturbazione.

Dunque il prossimo passo è stabilire il protocollo di perturbazione da applicare durante i test di collaudo e possibilmente per esperimenti veri e propri di perturbazione del cammino. Il protocollo potrà cambiare a seconda dello scopo dell'esperimento che si vorrà mettere in atto, ma sia la struttura meccanica sia il programma di controllo dell'attuazione cambieranno solo riguardo al valore di alcuni parametri facilmente modulabili in fase di realizzazione del dispositivo.

# CAPITOLO 4

## Risultati

---

### 4.1 Realizzazione della piattaforma perturbante

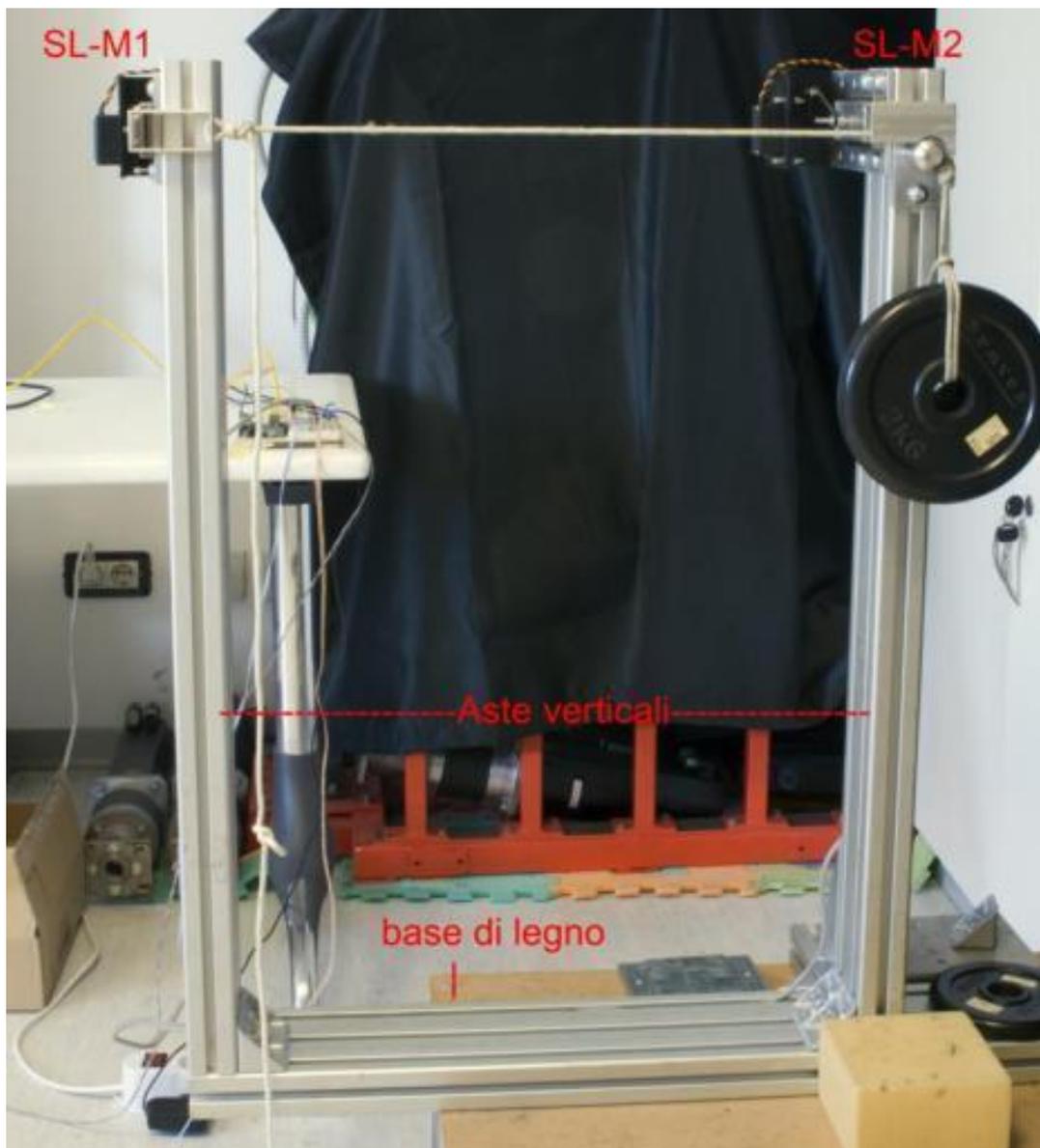
#### 4.1.1 Realizzazione delle parti meccaniche

La realizzazione della parti meccaniche si è basata sugli elementi già presenti in laboratorio per quanto riguarda tutte le strutture esterne ai moduli *SL-M1* e *SL-M2*: le aste verticali *A1* e *A2* sono profilati in lega di alluminio, con sezione di  $40 \times 80 \text{ mm}$  per  $80 \text{ cm}$  di lunghezza (Figura 4. 1). La distanza interposta tra loro è di  $50 \text{ cm}$  (deve essere maggiore della distanza che deve percorrere il peso in verticale). Tutto il dispositivo è appoggiato a terra attraverso un altro profilato di alluminio, di sezione  $40 \times 120 \text{ mm}$  e lunghezza  $80 \text{ cm}$ ; tutta la struttura è fissata sul un panchetto di legno, di altezza  $30 \text{ cm}$ , per fare sì che la corda tiri il soggetto a livello del bacino, quando questo cammina sul tapis roulant.

Il peso è costituito da dischi da manubrio, in gomma, di due misure diverse,  $1 \text{ kg}$  e  $2 \text{ kg}$ , per un carico complessivo di  $3 \text{ kg}$ . Un peso superiore è stato ottenuto assemblando tre pesi da immersione da  $2 \text{ kg}$ , per un carico complessivo di  $6 \text{ kg}$ . Sotto al peso, nell'area in cui cade, è stato posizionato un parallelepipedo di gommapiuma per ammortizzare l'urto del peso con la superficie del panchetto.

Gli elementi strutturali dei moduli slitta - motore sono stati progettati in SolidWorks 2012, partendo dalle dimensioni della slitta IKO e del servomotore Hitec. Come già accennato, la slitta utilizzata è una IKO BWU 4080, in acciaio inox, di dimensioni  $40 \times 80 \times 20 \text{ mm}$  (Figura 3. 6).

Il servomotore HS 645 MG (Figura 3. 14) si trova in commercio corredato da una serie di squadrette ad esso compatibili, di cui si usa quella da  $22 \text{ mm}$ .



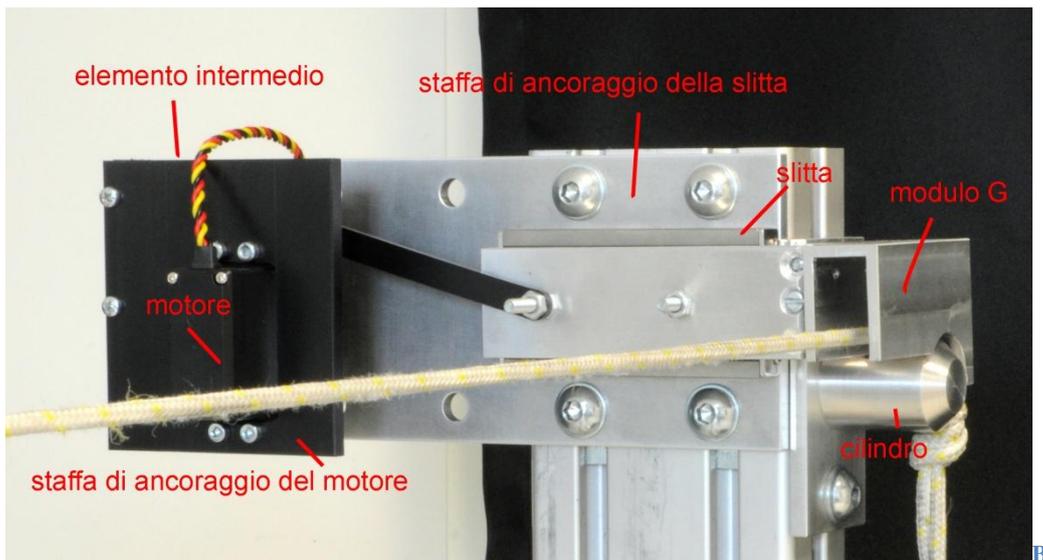
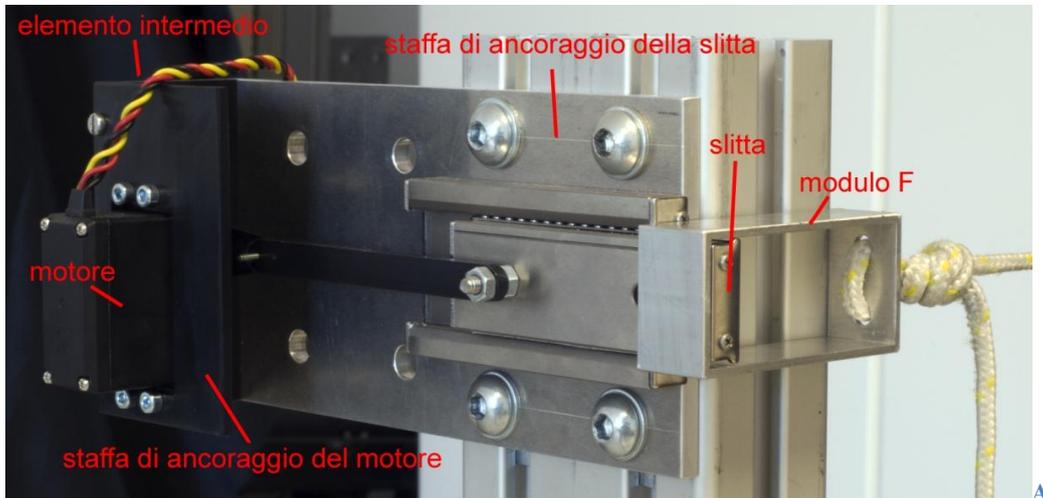
**Figura 4. 1** Set-up prima del dispositivo di perturbazione: sono indicati tutti i due moduli slitta – motore e la base di legno per l'appoggio della struttura. Il dispositivo è caricato con il peso; il soggetto non è presente. (Sullo sfondo sono presenti altri elementi non appartenenti al set-up di questo esperimento)

I pezzi progettati, e fatti realizzare in officina, sono stati:

- la biella per il modulo *SL-M1*, di dimensioni compatibili con la slitta e con la manovella: deve essere sufficientemente corta in modo da rendere compatto il modulo *SL-M1*, e sufficientemente lunga da non far perdere troppa corsa durante la rotazione della manovella (lo spostamento della slitta dipende dall'angolo di rotazione ma anche dal rapporto tra le lunghezze della biella e della manovella, come descritto nell'equazione 1). Quindi la dimensione scelta per la lunghezza è quella inserita nei

calcoli svolti in MATLAB (80 mm) (Figura A. I); il materiale è Delrin® POM, un materiale plastico simile al quello di cui è composta la manovella;

- una seconda biella identica alla prima, per il modulo *SL-M2*;



**Figura 4.2** **A)** Fotografia del modulo *SL-M1* con il modulo *F* agganciato; **B)** Fotografia del modulo *SL-M2* con il modulo *G*. Le parti del telaio dei due moduli sono indicate a parole in entrambe le illustrazioni.

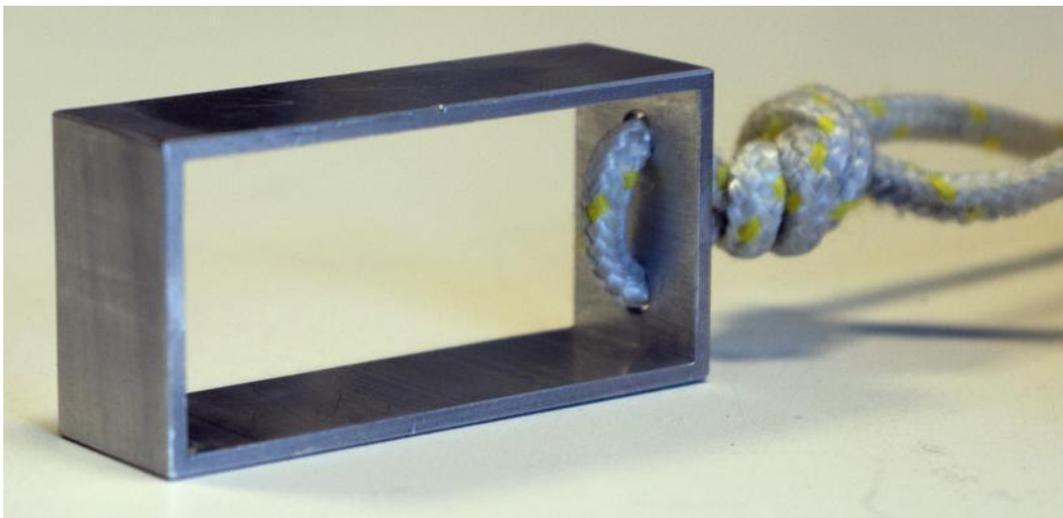
- le parti che costituiscono l'involucro dei moduli, ovvero quelle che permettono agli elementi costituenti i moduli slitta-motore di essere assemblati in complessi a sé stanti e fissati in una determinata posizione alle aste fisse verticali. Per ogni modulo slitta-motore servono tre elementi (Figura 4. 2), uno per fissare la slitta, uno per fissare il motore, e l'ultimo per fissare tra loro i primi due. Il primo pezzo è realizzato in alluminio per

ottenere una maggiore rigidità rispetto agli altri due, realizzati in Delrin® POM; questa rigidità è necessaria per evitare che il modulo si fletta sotto l'azione del peso di perturbazione. Nelle figure da Figura A. IV a Figura A. IX sono riportate le misure di ogni pezzo e l'assemblaggio.

A questo proposito va specificato che il primo modulo è stato inizialmente progettato pensando di utilizzare il servomotore SM S2309S, quindi le dimensioni del foro per il motore nel suo elemento di fissaggio all'interno del modulo erano più piccole di quelle in seguito progettate nella seconda versione (Figura A. III).

Inoltre inizialmente non era previsto il modulo *SL-M2*, quindi la posizione della slitta del modulo *SL-M1* e, conseguentemente della corda che sorregge il peso, non erano vincolate a nessun altro elemento del dispositivo; la posizione dei fori per le viti di fissaggio alle aste è stata quindi progettata in modo diverso tra la prima versione e la seconda (Figura A. II).

Dunque sono state progettate nel tempo due versioni diverse del modulo *SL-M1*, di cui la seconda è stata adattata il più possibile alle caratteristiche dimensionali della prima (per ridurre il lavoro dell'officina).

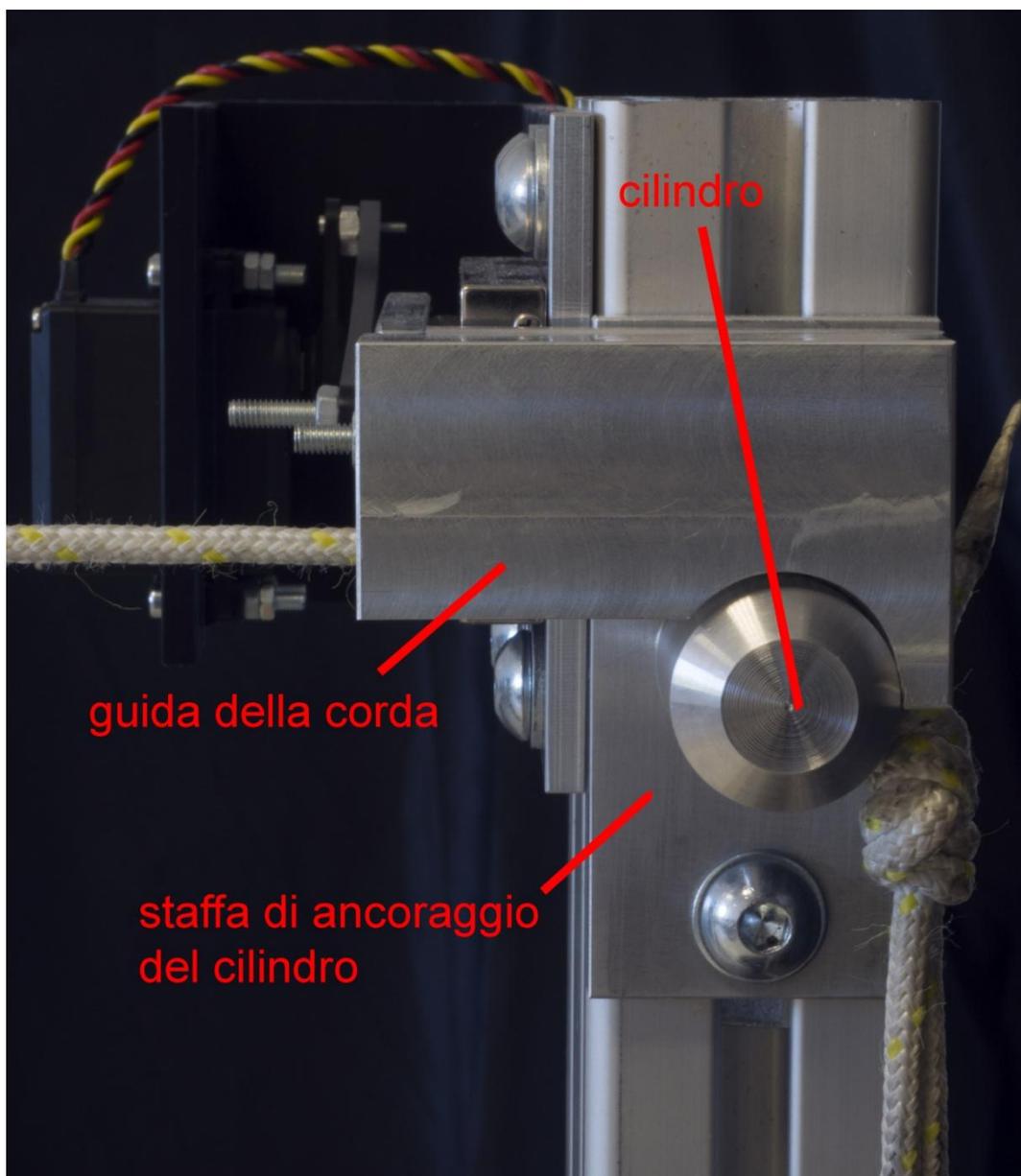


**Figura 4. 3** Fotografia del modulo F, a cui viene annodata la corda. In questa immagine il modulo è isolato dalla slitta.

- il modulo *F* di aggancio della corda alla slitta del modulo *SL-M1*; ha forma rettangolare per ottimizzare il contatto con la slitta, ed è provvisto di due

fori per agganciare la corda (Figura 4. 2 A, Figura 4. 3, Figura A. X); è realizzato in lega di alluminio.

- il cilindro *C* di appoggio per la corda, anch'esso realizzato in alluminio per evitare deformazioni sotto sforzo ( Figura 4. 3 B, Figura 4. 4, Figura A. XI); per motivi tecnici il cilindro è stato realizzato con un diametro minore di quanto progettato, ma adattando altre misure il risultato ottenuto ha la stessa funzionalità;
- l'elemento di fissaggio del cilindro all'asta verticale, in alluminio (Figura 4. 4, Figura A. XII);



**Figura 4. 4** Fotografia del modulo G e del cilindro C. Per fissare il cilindro all'asta è stato necessario un altro elemento, indicato in figura. Sullo sfondo è il modulo SL-M2.

- il modulo *G* che guida la corda (Figura 4. 2 B, Figura 4. 4); questo deve essere agganciato alla slitta e avere un binario per far scorrere la corda al suo interno. Quindi avrà una forma a 'L' (Figura A. XIII), in cui il braccio più lungo è parallelo alla slitta e fissato su di essa, mentre quello più corto è parallelo alla direzione di scorrimento della corda ed è avvitato alla vera e propria guida. Quest'ultima (Figura A. XIV) ha la forma di una 'U' rovesciata in cui scorre la corda; le dimensioni sono state progettate per lasciare gioco alla corda quando questa appoggia sul cilindro, in modo che il motore che controlla la slitta non venga sottoposto continuamente al carico sostenuto dalla corda. Inoltre deve essere effettuato un taglio su entrambi i lati della 'U' in corrispondenza della posizione del cilindro. A questo proposito va specificato che, per motivi tecnici di realizzazione, la 'L' è stata divisa in due parti da avvitare insieme, gli spessori dei pezzi sono stati aumentati, e il diametro del foro corrispondente al cilindro è stato adattato a quello del cilindro stesso, ma il risultato finale (in foto, Figura 4. 2 B, Figura 4. 4) non differisce, nella sostanza, dal progetto.

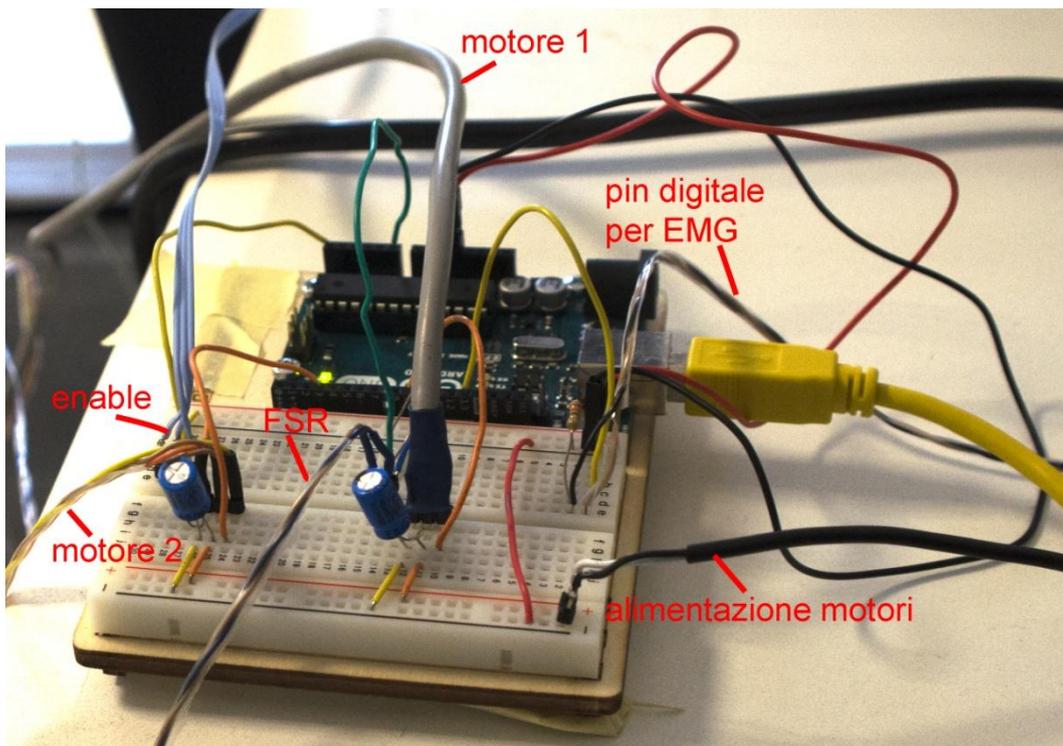
#### **4.1.2 Realizzazione del circuito di controllo**

La scheda elettronica utilizzata per controllare i servomotori è Arduino Uno, le cui caratteristiche sono già state descritte nella Tabella 3. Le connessioni effettuate sono state le seguenti (Figura 4. 5):

1. L'uscita del sensore FSR sul tallone destro viene connessa all'ingresso analogico A0 tramite una partizione con una resistenza da  $1\text{ M}\Omega$ ; l'alimentazione è connessa direttamente al pin di alimentazione 5 V di Arduino.
2. L'interruttore di *enable* è connesso direttamente all'alimentazione e alla messa a terra, e al pin di ingresso analogico A5.
3. Il servomotore del modulo *SL-M1* è connesso in modo tale che il cavo di segnale sia collegato direttamente al pin di uscita digitale n.9; il cavo di alimentazione deve essere collegato all'alimentazione da 6 V (data da un

alimentatore esterno) tramite l'anodo di un condensatore di disaccoppiamento da  $100\ \mu F$ ; il cavo di terra deve essere invece collegato alla messa a terra comune con la scheda Arduino tramite il catodo dello stesso condensatore. Lo stesso tipo di collegamento va effettuato anche per il servomotore del modulo *SL-M2*, collegato al pin n. 3.

4. Al pin di uscita digitale n.13 viene collegato l'ingresso del dispositivo di misura dell'EMG.



**Figura 4.5** Fotografia del set-up delle connessioni con Arduino Uno. I due motori sono collegati tramite condensatori all'alimentazione esterna, e ai pin di uscita n. 9 e n. 3; il sensore FSR è collegato al pin di ingresso A0, e all'alimentazione tramite una resistenza; l'enable è collegato al pin di ingresso A5; Arduino alimenta il pin digitale in uscita n. 13 per la sincronizzazione con l'EMG-USB2+.

## 4.2 Protocollo sperimentale

### 4.2.1 Test al banco

Le prime prove vengono effettuate al banco, per controllare che sia il programma caricato su Arduino, sia tutti gli elementi, elettronici e meccanici, funzionino come si è previsto.

Dapprima si è controllata la rotazione massima possibile per il motore SM S2309S senza carico, ovvero estraendo il motore dal suo modulo e collegandolo

alla scheda Arduino con lo stesso tipo di connessione adatta al motore Hitec. La rotazione è risultata effettivamente essere quella prevista ( $0^\circ \div 180^\circ \text{ max}$ ), quindi sufficiente per spostare la slitta come da progetto. Il condensatore di disaccoppiamento risulta necessario per evitare che la corrente scorra nel verso sbagliato nel motore; quello che si nota, infatti, è che, se vengono invertite le connessioni dei terminali del motore al condensatore, il motore non viene alimentato. Inoltre la rotazione può essere controllata grado per grado impostando il ritardo tra una posizione e la successiva, oppure può essere impostata direttamente indicando la posizione angolare in gradi.

In vista di aumentare il carico, la stessa prova è stata condotta con il servomotore più potente, l'HS 645 MG, ancora senza carico. Il risultato è stato lo stesso.

Il passo successivo è stato controllare il movimento di un solo motore tramite l'interruttore di *enable*; appena l'interruttore dà l'uscita alta il servomotore ruota nei tempi previsti. Il passo ancora successivo è stato inserire nel controllo anche un sensore FSR; la rotazione del motore avviene in questo caso quando non solo l'interruttore di *enable* dà l'uscita alta, ma anche quando l'uscita del sensore è alta. In questo caso il collegamento del sensore FSR tramite partizione con la resistenza da  $1\text{ M}\Omega$  è particolarmente importante perché, se la resistenza non ha un valore sufficientemente alto o è collegata in modo non corretto al sensore e alla scheda, l'uscita del sensore diventa inattendibile, in quanto assume valori intermedi in ogni caso, senza una distinzione netta tra il caso in cui è sottoposto a una pressione diversa da zero e il caso in cui la pressione è, invece, pari a zero.

Una volta individuato il giusto collegamento e la giusta sequenza di istruzioni con cui programmare la scheda Arduino, il sistema va completato inserendo l'altro servomotore. Connettendo tutti gli elementi come descritto nel paragrafo precedente e adattando le istruzioni alla nuova configurazione si ottiene un circuito che, come previsto, legge l'uscita del sensore FSR, e quando questa è alta, se l'interruttore di *enable* è abilitato, fa ruotare i motori dell'angolo prestabilito (a patto che la posizione angolare iniziale e l'angolo di rotazione diano una somma minore di  $180^\circ$ ).

Queste prove sono state svolte prima di inserire i motori nei loro rispettivi moduli. Una volta verificato il funzionamento del circuito e la corretta programmazione

della scheda Arduino, si possono posizionare i due servomotori all'interno dei loro moduli e testare il dispositivo nella sua interezza.

#### **4.2.2 Test su soggetti**

Lo svolgimento dei test sui soggetti ha come obiettivo primario quello di validare il dispositivo come piattaforma perturbante, ovvero di ottenere un riscontro fisiologico sul soggetto coinvolto che dimostri una differenza tra la condizione normale e quella di perturbazione. Una volta accertata la capacità della piattaforma di dare la perturbazione richiesta si può procedere con un'analisi più ampia delle misure elettromiografiche acquisite e con la programmazione accurata di esperimenti finalizzati allo studio della risposta globale del corpo a vari tipi di perturbazione.

I primi test vengono effettuati applicando perturbazioni a livello del bacino, in direzione medio-laterale, in modo da applicare una forza di tiro verso destra rispetto al soggetto. Prima di ogni sessione sperimentale tutti i partecipanti hanno firmato un consenso informato. Il protocollo seguito è in accordo con la Dichiarazione di Helsinki ed è stato approvato dal Comitato Etico Locale.

#### **Test da fermo**

Il primo obiettivo da raggiungere è riuscire a dare la perturbazione prestabilita a soggetti che stanno fermi in piedi. In questo caso non ha senso considerare l'uscita del sensore FSR, quindi è soltanto l'uscita dell'*enable* che comanda la rotazione dei motori; quando l'uscita diventa alta il primo servomotore ruota da 10° a 90°, e dopo il tempo prestabilito, ovvero 267,2 ms, il secondo servomotore ruota da 90° a 10°. L'unico ritardo che si può controllare è appunto quello tra l'attuazione del primo servomotore e l'attuazione del secondo; i tempi di rotazione dei due servomotori sono stimati a priori dall'angolo di rotazione (sono 80° di rotazione, a 6 V senza carico il tempo previsto è 266,4 ms). Il tempo che intercorre tra la prima rotazione e la seconda viene scelto in base a quanto si vuole far durare la perturbazione, e dipende strettamente dalla distanza che si vuole far percorrere al peso, ovvero dallo spostamento che si è deciso di applicare per dare la perturbazione. In questo caso si è deciso di dare una perturbazione di 25 cm, che

sommati ai 10 *cm* di gioco lasciati tra il soggetto e la prima asta, fanno una distanza totale di 35 *cm*; considerando il peso in caduta libera, il tempo di percorrenza è 267,2 *ms*. La durata effettiva della perturbazione potrebbe essere diversa in quanto il movimento della slitta del primo modulo non fa sganciare subito la corda, così come anche il movimento della slitta del secondo modulo non spinge immediatamente la corda oltre il cilindro; tuttavia, dato che i due servomotori sono identici e l'angolo di rotazione imposto è lo stesso, si può presumere che il momento di sgancio della corda dal primo modulo e il momento in cui la corda viene spinta oltre il cilindro dal secondo modulo siano distanziati dello stesso intervallo di tempo imposto tra le rotazioni dei due motori (la perturbazione dura quindi 267,2 *ms* – tempo di sgancio dalla prima slitta ( $\cong$  266,4 *ms*) + tempo di spostamento oltre il cilindro ( $\cong$  266,4 *ms*)  $\cong$  267,2 *ms* ).

Le prove da fermo consistono nel far stare il soggetto fermo in piedi accanto all'asta che sostiene il modulo *SL-MI*, a una distanza di 40 *cm*. Il soggetto indossa una cintura a cui è collegata la corda; la stessa corda è annodata, lasca (10 *cm*), al modulo di aggancio alla slitta *SL-MI*, ed è appoggiata sul cilindro *C* a distanza di 60 *cm* dalla prima slitta. Il soggetto sta fermo per 10 secondi. Quando si aziona l'interruttore di *enable* il primo servomotore ruota di 80° liberando il peso, che cade per 267,2 *ms*, finché il secondo servomotore ruota di -80° spostando la corda al di là del cilindro.

Da un'analisi visiva questo tempo di ritardo tra l'attivazione dei due motori risulta insufficiente a dare una perturbazione significativa in termini di tempo. Il motivo di ciò risiede probabilmente nel fatto che soltanto i primi 10 *cm* vengono percorsi dal peso in caduta libera, impiegando già 142,8 *ms*, mentre per i restanti *cm* da percorrere l'azione del peso è contrastata dal peso del soggetto da tirare, quindi il tempo impiegato per percorrere 35 *cm* sarà più grande rispetto al caso ideale, o viceversa, in 267,2 *ms* il peso percorre una distanza minore di 35 *cm*. In generale la distanza totale percorsa dal peso dipende dalla frazione di peso corporeo che ricade sulla corda nel momento in cui questa è si distende, ovvero appena il peso ha percorso i primi 10 *cm*.

Per ovviare a questo problema si è deciso di condurre una seconda prova da fermo aumentando il tempo di ritardo tra le attivazioni dei due motori a 500 ms; in questo modo il soggetto riferisce di sentire uno strattone laterale che improvvisamente lo tira alla sua destra, con intensità crescente se il peso di carico cresce da 3 kg a 6 kg. Il funzionamento del dispositivo in questa prima prova da fermo soddisfa, quindi, le specifiche richieste all'inizio del progetto, e si può procedere con i test in camminata.

### Test durante la camminata

Per i test durante la camminata sono stati esaminati 4 soggetti, le cui caratteristiche sono riassunte in Tabella 4. I soggetti non presentano problemi articolari o neurali e sono in buono stato di salute.

**Tabella 4** Caratteristiche dei soggetti partecipanti all'esperimento

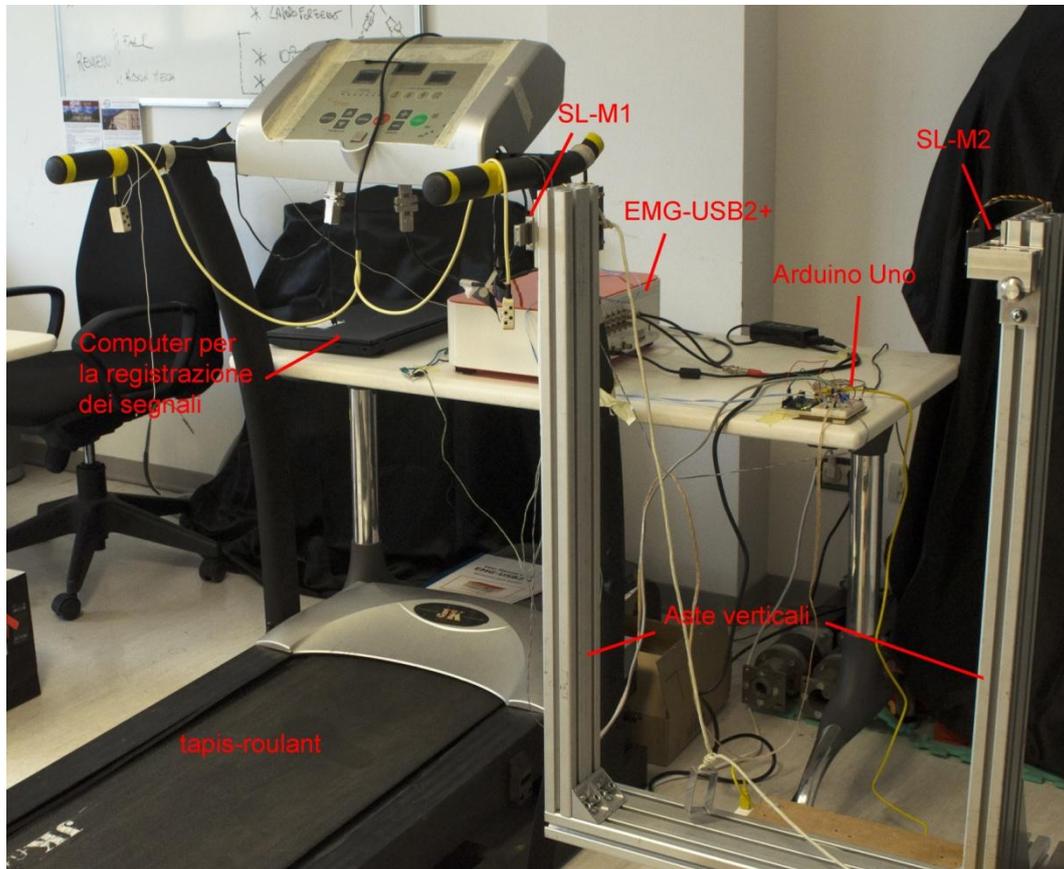
Soggetto	Genere	Età	Peso (kg)
S1	M	25	65
S2	M	32	87
S3	F	25	54
S4	F	30	52

Il set-up completo dell'esperimento è mostrato in Figura 4. 6, e consiste di:

- dispositivo di perturbazione composto dai due moduli slitta – motore e dalla loro struttura di supporto;
- Arduino Uno per controllare il movimento dei servomotori;
- elettromiografo EMG-USB2+ (OTBioelettronica, Torino) [77] per l'acquisizione dei segnali di attivazione muscolare;
- computer per la registrazione dei segnali;
- tapis-roulant sul quale il soggetto deve camminare (senza appoggiarsi alle maniglie laterali).

Ogni sessione di test svolta su un soggetto è basata su un protocollo prestabilito, che decide l'ordine con cui vengono registrate le prove. All'inizio di ogni sessione di test il soggetto viene fatto camminare sul tapis roulant per 3 minuti senza dare nessuna perturbazione: il soggetto prende confidenza con il mezzo e stabilisce la velocità di cammino a lui più consona. In totale si effettuano 10 prove:

- 3 ripetizioni della prova con carico da 3 kg
- 3 ripetizioni della prova con carico da 6 kg
- 4 ripetizioni della prova senza perturbazione



**Figura 4. 6** Set-up completo prima dell'esperimento. Sono indicate tutte le componenti principali per dare la perturbazione e registrare i segnali dei sensori sul soggetto. In questa illustrazione il soggetto non è presente e il dispositivo non è caricato con il peso.

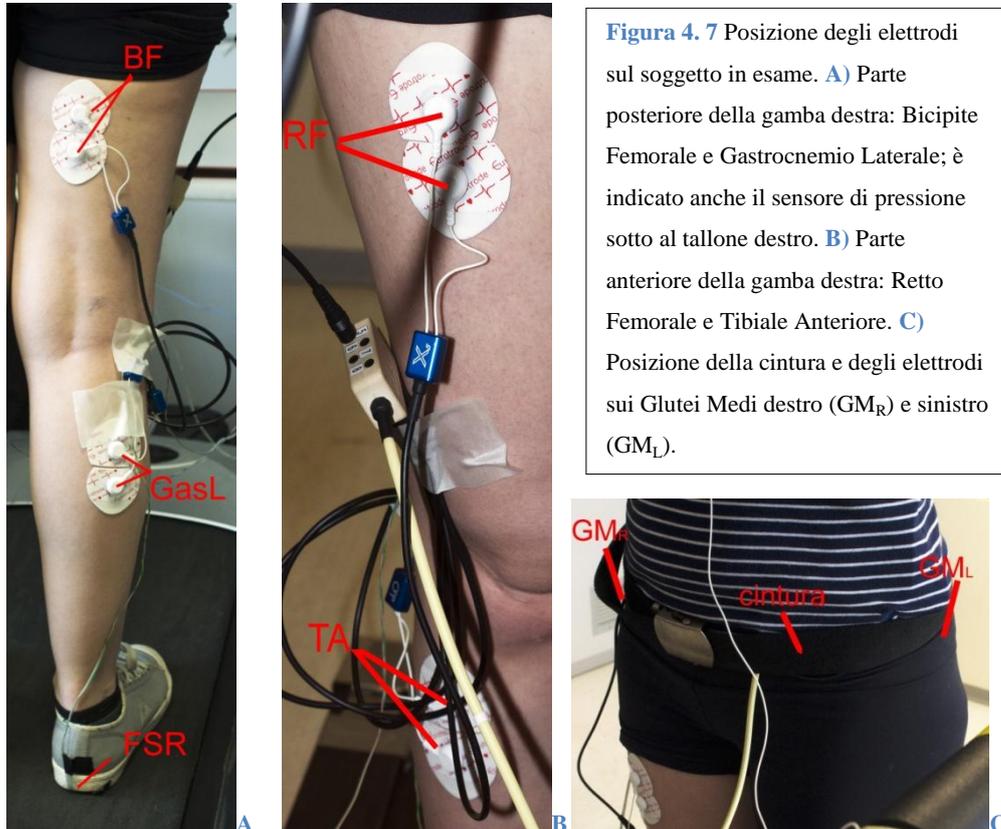
In ogni ripetizione l'attivazione della perturbazione (ovvero l'attivazione del tasto di *enable*) può avvenire tra i 5 e i 60 secondi dall'inizio della camminata, in maniera del tutto casuale. Le ripetizioni delle prove all'interno di ogni sessione vengono alternate in maniera diversa e casuale per ogni soggetto.

### 4.3 Risultati

Sono stati analizzati i segnali elettromiografici di sei muscoli: retto femorale (RF), bicipite femorale (BF), tibiale anteriore (TA) e gastrocnemio laterale (GasL) della

gamba destra, e i glutei medi destro e sinistro ( $GM_R$  e  $GM_L$ ). Gli elettrodi sono stati applicati seguendo il protocollo SENIAM (Figura 4. 7).

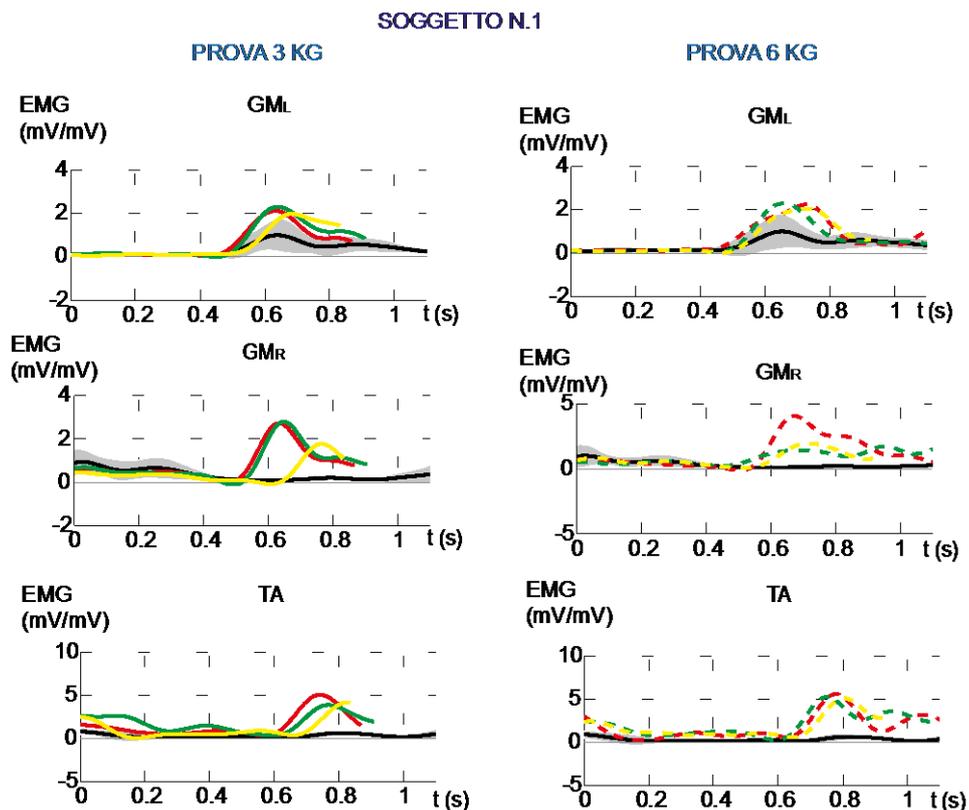
Le misure sono state acquisite tramite l'elettromiografo EMG-USB2+ (OTBioelettronica, Torino) [77].



Le opzioni di misura sono state impostate con preamplificazione pari a  $5000 V/V$  e banda passante tra  $10 Hz$  e  $500 Hz$ . I segnali acquisiti sono stati processati in Matlab, filtrati e rettificati. Tramite gli ingressi ausiliari dell'elettromiografo vengono acquisiti anche il segnale del sensore FSR sul tallone destro, e il segnale proveniente dal pin digitale di Arduino (questi ulteriori ingressi non sono preamplificati dall'EMG-USB2+). I segnali ausiliari vengono acquisiti per riconoscere la sequenza ciclica dei passi del soggetto e riconoscere in ogni prova il momento di attivazione della perturbazione. Quindi per ognuna delle tre ripetizioni di ogni prova ( $3$  e  $6 kg$ ) si estraggono gli istanti di inizio del ciclo di passo, in base ai quali si taglia una finestra di osservazione di  $10 s$  prima dell'inizio della perturbazione, e un'altra finestra che comprende i  $2 s$  successivi all'attivazione della perturbazione. Per ogni tipo di prova e per ogni soggetto

sono state estratte le medie e le deviazioni standard delle attivazioni muscolari per ogni muscolo sui passi non perturbati, ed è stato confrontato questo risultato con l'attivazione dello stesso muscolo durante il primo passo immediatamente successivo alla perturbazione. Viene estratto anche il valore massimo dell'attivazione di ogni muscolo durante i passi perturbati e non, e l'istante di tempo in cui si verifica il valore massimo all'interno di ogni passo.

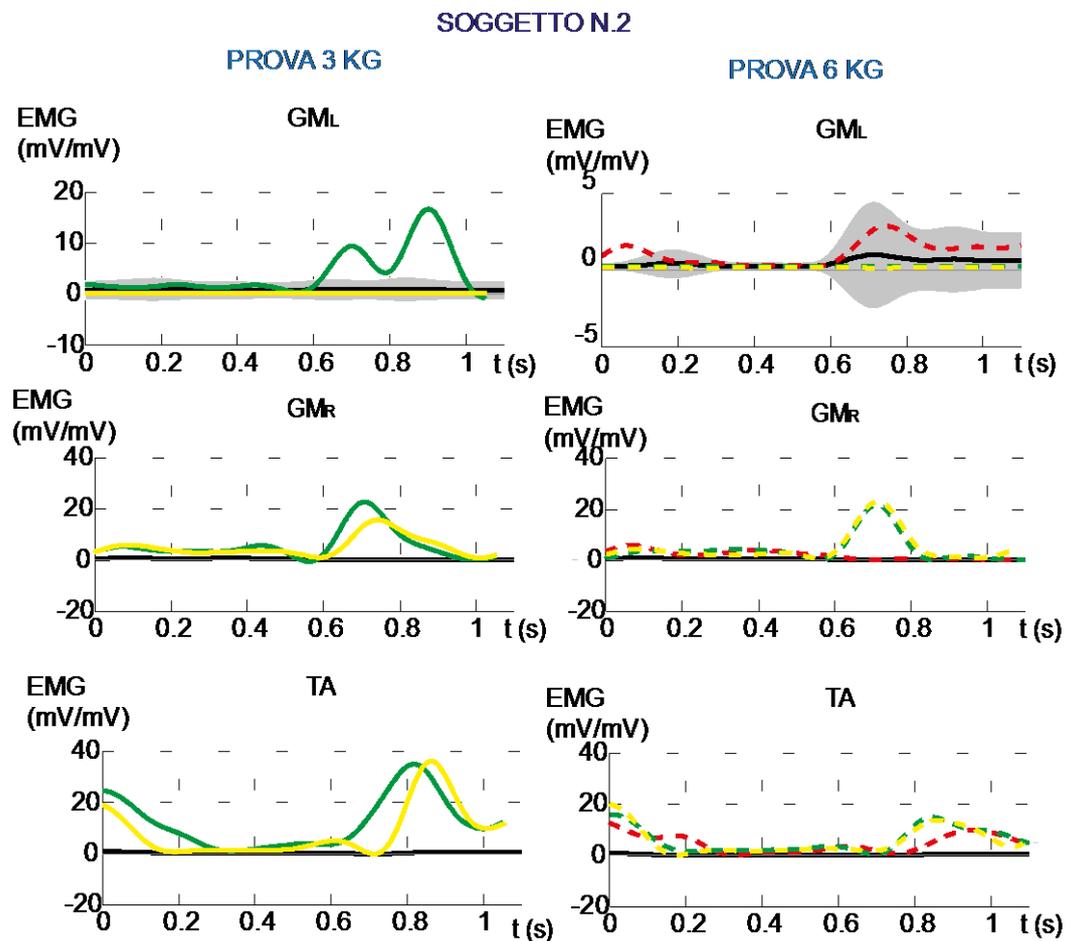
Analizzando i risultati per ogni soggetto si evidenziano risposte diverse alle perturbazioni, ma si possono estrarre caratteristiche comportamentali comuni a tutti i soggetti. Il primo risultato evidente è che in tutte le prove di perturbazione, sia con carico di 3 kg che con carico di 6 kg, si nota in tutti i soggetti un'attivazione muscolare massima dei glutei medi maggiore rispetto alla camminata non perturbata.



**Figura 4. 8** Segnali EMG dei muscoli gluteo medio sinistro ( $GM_L$ ), gluteo medio destro ( $GM_R$ ) e TA (tibiale anteriore) del soggetto n.1: a sinistra è riportata la risposta per perturbazioni con carico di 3 kg, a destra di 6 kg. In tutti i grafici è mostrato in nero il segnale EMG mediato sui passi non perturbati, in grigio la sua deviazione standard, e in rosso, giallo e verde le tre ripetizioni della stessa prova.

Il primo soggetto (Figura 4. 8), ad esempio, manifesta una contrazione pressoché contemporanea dei glutei medi destro e sinistro, associata a un'attivazione

pronunciata anche del tibiale anteriore, in entrambi i tipi di prova; in Figura 4. 8 vengono mostrati solo i muscoli che manifestano risposte più evidenti, ma si hanno attivazioni fuori dalla media anche per quanto riguarda gli altri muscoli misurati.

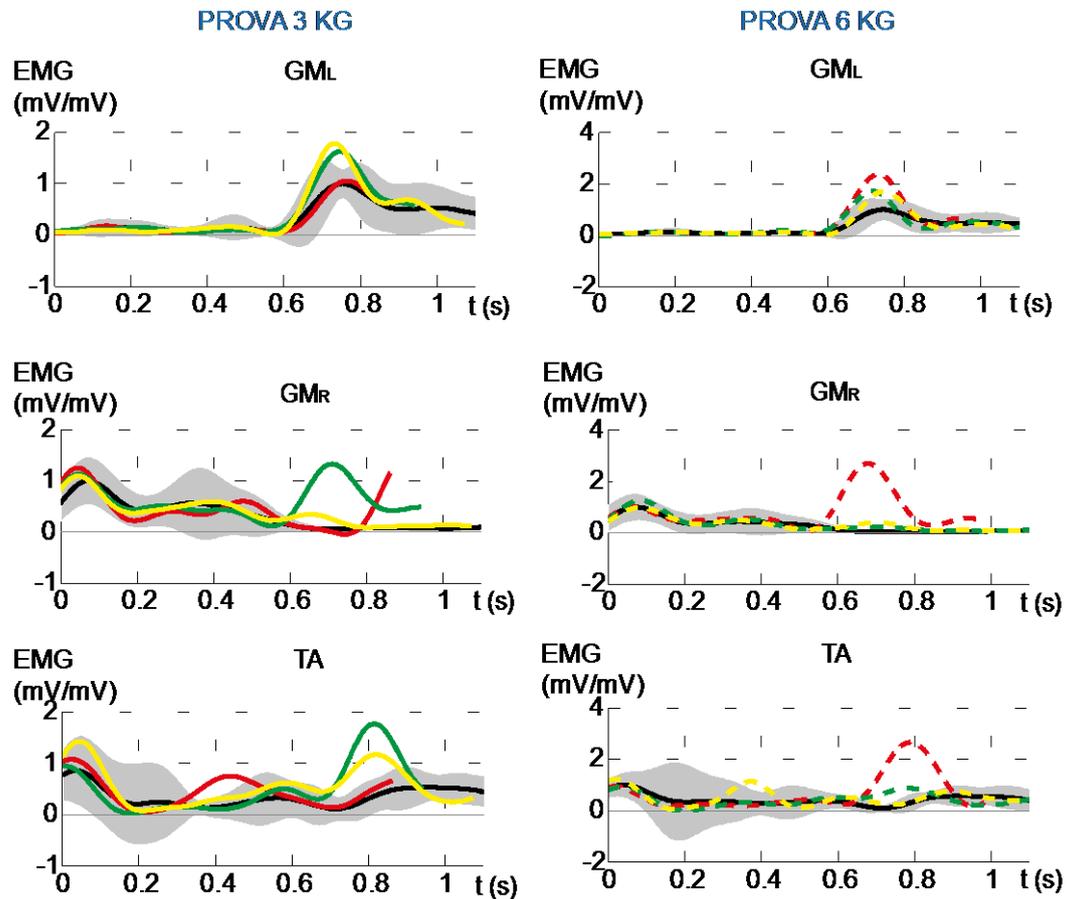


**Figura 4. 9** Segnali EMG dei muscoli gluteo medio sinistro ( $GM_L$ ), gluteo medio destro ( $GM_R$ ) e TA (tibiale anteriore) del soggetto n.2: a sinistra è riportata la risposta per perturbazioni con carico di 3 kg, a destra di 6 kg. In tutti i grafici è mostrato in nero il segnale EMG mediato sui passi non perturbati, in grigio la sua deviazione standard, e in rosso, giallo e verde le tre ripetizioni della stessa prova. Per questo soggetto, in seguito all'analisi dei dati, è risultata non valida una ripetizione della prova da 3 kg, quindi le ripetizioni mostrate per questa prova sono due.

Per il secondo soggetto l'attivazione del gluteo sinistro non manifesta differenze sostanziali rispetto ai passi non perturbati (una ripetizione della prova da 3 kg è probabilmente da considerare un'eccezione), ma si mantiene un'attivazione ben sopra la norma per il tibiale anteriore. Anche la risposta del gluteo destro presenta un'attivazione molto sopra la media poco dopo la metà del primo passo perturbato, sia per perturbazioni da 3 che da 6 kg (Figura 4. 9).

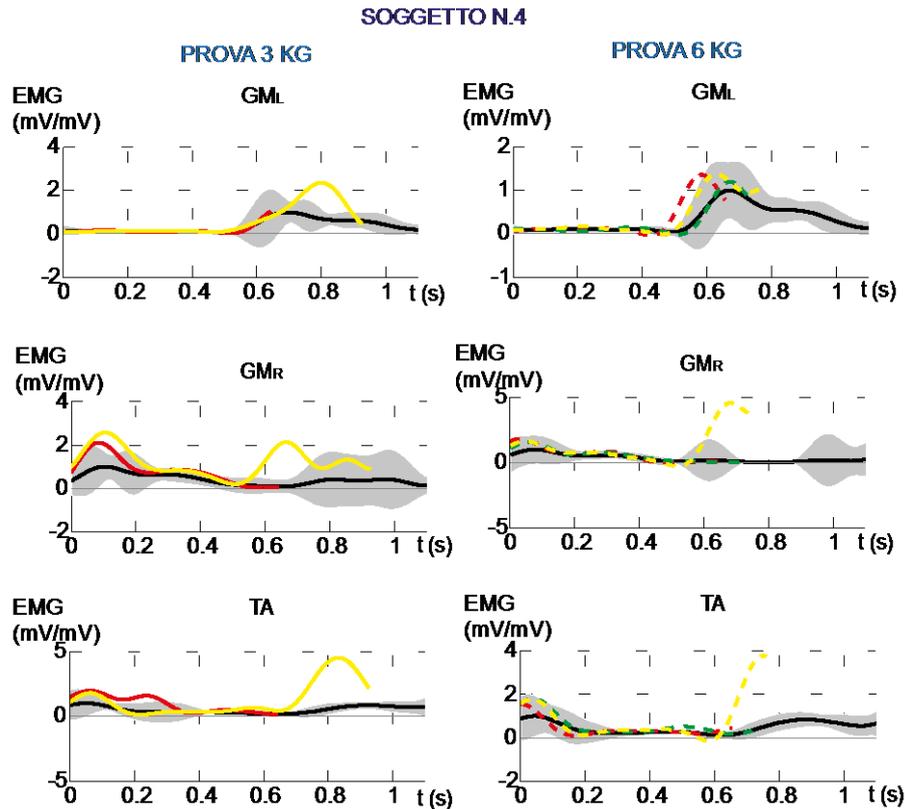
Il terzo soggetto fa registrare una risposta analoga a quella del primo soggetto: l'EMG mostra un'attivazione diversa dalla media principalmente sul gluteo sinistro, associata, nelle prove con carico di 3 kg, a un'attivazione del tibiale anteriore, e del gluteo medio destro nelle prove con carico di 6 kg (Figura 4. 10).

#### SOGGETTO N.3



**Figura 4. 10** Segnali EMG dei muscoli gluteo medio sinistro ( $GM_L$ ), gluteo medio destro ( $GM_R$ ) e TA (tibiale anteriore) del soggetto n.3: a sinistra è riportata la risposta per perturbazioni con carico di 3 kg, a destra di 6 kg. In tutti i grafici è mostrato in nero il segnale EMG mediato sui passi non perturbati, in grigio la sua deviazione standard, e in rosso, giallo e verde le tre ripetizioni della stessa prova.

Lo stesso tipo di risposta viene attuata anche dal quarto soggetto, per il quale, nonostante la maggiore variazione delle misure acquisite, si può intuire un coinvolgimento principalmente del tibiale anteriore e dei glutei medi sinistro e destro, rispettivamente per perturbazioni di 3 e 6 kg (Figura 4. 11).



**Figura 4. 11** Segnali EMG dei muscoli gluteo medio sinistro ( $GM_L$ ), gluteo medio destro ( $GM_R$ ) e TA (tibiale anteriore) del soggetto n.4: a sinistra è riportata la risposta per perturbazioni con carico di 3 kg, a destra di 6 kg. In tutti i grafici è mostrato in nero il segnale EMG mediato sui passi non perturbati, in grigio la sua deviazione standard, e in rosso, giallo e verde le tre ripetizioni della stessa prova. Per questo soggetto, in seguito all'analisi dei dati, è risultata non valida una ripetizione della prova da 3 kg, quindi le ripetizioni mostrate per questa prova sono due.

È interessante notare come le risposte più evidenti alla perturbazione si riscontrino maggiormente nei muscoli laterali e in quelli anteriori della gamba. L'attivazione dei glutei medi è dovuta al fatto che sono i muscoli direttamente coinvolti sul piano e sul punto di applicazione della perturbazione; sono i diretti responsabili dell'inclinazione laterale del bacino rispetto al femore, e danno un forte contributo nella stabilizzazione del torace sul piano frontale. Questo risultato è in linea con quelli ottenuti da altri studi [18, 20, 21, 47], secondo i quali l'attivazione dei glutei medi (e in generale dei muscoli del bacino e del tronco) è finalizzata al riposizionamento del baricentro del corpo all'interno della – stretta – base di appoggio durante il cammino.

Il tibiale anteriore non è, invece, un muscolo coinvolto direttamente nella perturbazione, dato che è distale rispetto al baricentro. La sua attivazione nella

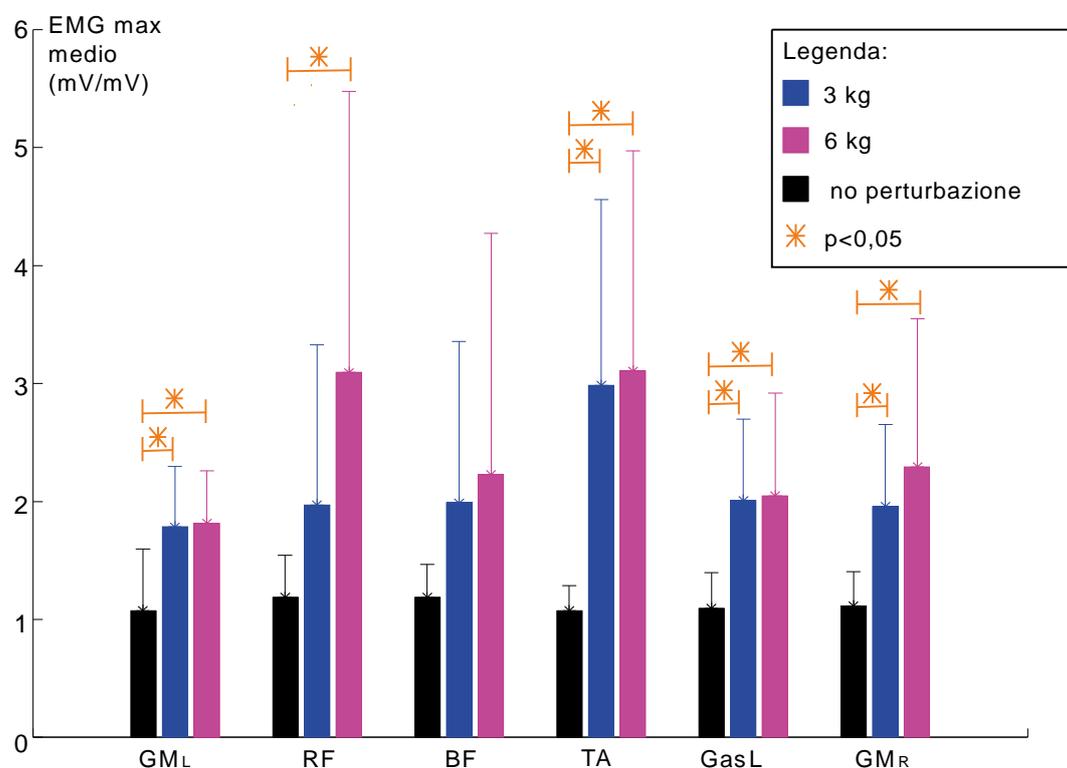
risposta ad una perturbazione applicata lateralmente a livello prossimale non era del tutto prevista. Tuttavia è noto da ricerche sulle perturbazioni distali [9, 10, 24] che è un muscolo particolarmente importante nella stabilizzazione della gamba: interviene, infatti, nella rotazione medio - laterale e nell'adduzione del piede, quindi anche il coinvolgimento di questo muscolo è probabilmente finalizzato a riguadagnare in modo stabile la base di appoggio. Inoltre, l'attivazione contemporanea di muscoli agonisti e antagonisti, quali le coppie retto - bicipite e tibiale – gastrocnemio, potrebbe indicare un irrigidimento dei giunti di ginocchio e caviglia, rispettivamente, al fine di evitare distorsioni dei legamenti dovute allo spostamento laterale del bacino.

Questi risultati dimostrano che il dispositivo realizzato è adeguato per applicare una perturbazione medio - laterale impulsiva tale da indurre una risposta sensibile nei soggetti coinvolti nell'esperimento; tuttavia l'analisi dei dati fino ad ora descritta è stata svolta sui singoli soggetti, e non esaurisce il quadro complessivo dei risultati ottenuti da questa piattaforma su tutti i soggetti.

Per ampliare lo sguardo sulla totalità dei dati acquisiti si deve svolgere un'analisi statistica su valori normalizzati e mediati tra tutti i soggetti. In particolare sono stati estratti i picchi massimi di attivazione di ogni muscolo per tutte le prove e gli istanti di tempo in cui si verificano all'interno di un ciclo di passo; mediando su tutti i soggetti si ottengono i valori massimi medi e l'istante di tempo medio per ogni muscolo per ogni tipo di prova (0, 3 o 6 kg).

Tracciando l'istogramma dei valori massimi mediati si ottiene quanto mostrato in Figura 4. 12. L'attivazione massima risulta maggiore in perturbazione rispetto al caso non perturbato, per tutti i muscoli. Per verificare se questa differenza è statisticamente rilevante è stato svolto un test di Mann-Whitney (non parametrico, data che la numerosità del campione non garantisce la gaussianità della distribuzione) per ciascun confronto. Il primo confronto (0 kg vs 3 kg) dà come esito una differenza statistica rilevante tra i massimi valori dell'attivazione dei muscoli GM<sub>L</sub>, GM<sub>R</sub> e TA e GasL; è una conferma di quanto ottenuto analizzando le misure EMG soggetto per soggetto. Il secondo confronto (0 kg vs 6 kg) aggiunge un'informazione: anche la massima attivazione del RF è statisticamente maggiore in caso di risposta a una perturbazione; probabilmente interviene

compiendo un'ulteriore azione stabilizzante della gamba in fase di caricamento del peso sul piede di appoggio, nel caso in cui lo spostamento del bacino sia più ampio. Il terzo confronto (3 kg vs 6 kg) non dà nessuna differenza statisticamente rilevante, nonostante i carichi applicati, rispetto al peso dei soggetti, rappresentino percentuali diverse - 3 kg (6 kg) per i quattro soggetti rappresentano tra il 3,5 % (7 %) e il 6 % (12 %) circa del peso corporeo. Se ne deduce che ben quattro muscoli dei sei analizzati vengono coinvolti nella risposta a una perturbazione laterale del baricentro, indipendentemente dal carico applicato.



**Figura 4. 12** Massimi valori mediati su tutti i soggetti dei segnali EMG, per ogni muscolo misurato. In nero è rappresentato l'istogramma dei valori medi ottenuti sui passi non perturbati, in blu l'istogramma dei valori mediati sulle prove da 3 kg, e in rosa l'istogramma dei valori mediati sulle prove da 6 kg. Le differenze statisticamente rilevanti per il confronto con il caso non perturbato sono indicate con un asterisco arancione. I valori sono normalizzati sul massimo del passo medio non perturbato per ogni muscolo.

Il test di Mann-Whitney viene applicato anche per studiare eventuali differenze che si possono riscontrare nel momento di attivazione massima di ogni muscolo. In questo caso un solo confronto dà esito positivo: l'attivazione massima del GasL è ritardata in caso di perturbazione più intensa, come ad indicare un ritardo nel distacco del tallone dal terreno, o più in generale una diversa dinamica del passo

perturbato. Sotto questo aspetto, anche la maggior contrazione del RF può essere una conseguenza del prolungamento temporale del primo passo effettuato dopo l'attivazione della perturbazione. Quindi i due risultati sembrano essere congruenti.

#### **4.4 Conclusioni**

La piattaforma sviluppata nell'ambito di questa tesi non ha manifestato problemi dal punto di vista meccanico. Il funzionamento cinematico nella sua totalità ha rispettato le specifiche, e le caratteristiche assegnategli in fase di progettazione sono state mantenute anche in fase di realizzazione, senza modifiche sostanziali. L'unico accorgimento che è risultato necessario attuare è stato rinforzare la base di appoggio delle due aste che reggono i moduli slitta – motore: già nella prima prova di cammino, il panchetto di legno che sostiene tutta la struttura si è leggermente sollevato dalla parte opposta al peso, quando questo cade; è bastato appoggiare sulla superficie del panchetto un peso pari a  $1\text{ kg}$ , in posizione simmetrica al punto di caduta del peso di carico rispetto all'asta A2 (quella più lontana dal soggetto). Va precisato che l'uso del panchetto è stato necessario per portare il dispositivo a livello del bacino, ma niente vieta di utilizzare lo stesso dispositivo a un altro livello rispetto al baricentro del corpo, né di variare la direzione della perturbazione. La modularità del dispositivo lo rende quindi molto versatile e adatto all'utilizzo anche in studi di perturbazioni diversificate.

Il sistema di controllo, eseguito tramite Arduino, non ha presentato problemi in nessuna delle prove svolte; la programmazione della scheda ha dato l'esito desiderato, azionando il primo servomotore sempre con lo stesso ritardo (circa  $20\text{ ms}$ ) rispetto alla lettura dell'interruttore di *enable* e del sensore FSR. Anche il ritardo nell'attivazione del secondo servomotore è effettivamente quello programmato. Il funzionamento non ha manifestato nessun tipo di degrado nel proseguire delle prove, neanche all'interno di una stessa sessione.

Il primo problema si è presentato nella lettura del sensore FSR tramite l'ingresso ausiliare dell'EMG-USB2+, per il quarto soggetto. Circa a metà della sessione di prove, infatti, l'uscita del sensore non è risultata più leggibile: l'andamento a gradino, che tipicamente è la caratteristica di uscita di questo tipo di sensori, non è

stato più riconoscibile. L'uscita è stata letta in tempo reale, quindi si è provveduto a riposizionare il sensore sotto al tallone del soggetto, risolvendo il problema durante la stessa sessione di prove. Purtroppo però, è stato solo in fase di analisi dei dati che ci siamo accorti che il problema ha riguardato anche alcune prove precedenti, che in tempo reale non erano state verificate, quindi alcune ripetizioni delle prove di perturbazione non sono andate a buon fine.

Dall'analisi delle misure acquisite, svolta su ogni soggetto e su tutta la popolazione presa in esame, sono emerse risposte neuromuscolari condivise che riguardano soprattutto il valore massimo del segnale EMG per i muscoli della gamba perturbata e del bacino (per gamba perturbata si intende quella dalla parte della direzione di tiro, ma tecnicamente ad essere perturbato direttamente è solo il bacino, non la gamba). La risposta maggiore si riscontra nei muscoli tibiale anteriore e nei due glutei medi, anche per perturbazioni di bassa entità. I due glutei reagiscono contemporaneamente per riposizionare il baricentro all'interno della base di appoggio del soggetto in movimento, e il tibiale anteriore contribuisce alla stabilizzazione della gamba in fase di appoggio e caricamento del peso. Per perturbazioni di maggiore entità la risposta si amplifica anche nel segnale EMG del retto femorale, che probabilmente contribuisce, insieme al tibiale, alla stabilizzazione della gamba, estendendo il ginocchio rispetto alla coscia con maggiore forza di quanto non succede nei passi non perturbati. La risposta di questi due muscoli dell'arto inferiore sembra indicare un prolungamento temporale della fase di appoggio della gamba perturbata. Un'ulteriore conferma di questo comportamento può essere vista nel consistente ritardo nell'attivazione del gastrocnemio laterale, in risposta ancora una volta a perturbazioni di maggiore entità.

La congruenza di questi risultati dimostra che il dispositivo progettato è effettivamente in grado di fornire una perturbazione visibile e misurabile sui soggetti in camminata, e che gli esperimenti condotti utilizzando questa piattaforma presentano un'ottima ripetibilità.

La conformità dei risultati ottenuti da questo primo studio della risposta neuromuscolare, rispetto ad altri precedentemente sviluppati in letteratura, inoltre, indica che la via intrapresa con il progetto della piattaforma, e il suo impiego in

test di perturbazione del cammino, rappresenta un ottimo punto di partenza da cui proseguire in un'analisi più approfondita delle caratteristiche neuromuscolari della risposta biomeccanica a perturbazioni medio – laterali del cammino.

## 4.5 Sviluppi futuri

La piattaforma progettata e realizzata in questo lavoro di tesi è funzionale e performante. In un futuro immediato si può pensare di migliorarne alcuni aspetti, che riguardano soprattutto tre ambiti:

- la struttura di supporto;
- il controllo di *feedback* sul funzionamento meccanico;
- l'analisi più completa del cammino non perturbato e perturbato.

La struttura può essere migliorata pensando di creare una sovramodulo per i due moduli slitta – motore che sia spostabile separatamente dalla struttura di supporto, in modo da poter mantenere le stesse caratteristiche dimensionali anche spostando i due moduli. Questo permetterebbe di maneggiare la struttura di supporto in modo indipendente dai moduli slitta – motore, e di variare più facilmente l'altezza a cui viene tesa la corda rispetto al soggetto. Si potrebbe pensare, ad esempio, a posizionare i due moduli su due binari verticali fissati alle aste, facendoli quindi scorrere per modificare l'altezza della perturbazione, senza però cambiare nessun aspetto della struttura fissa esterna.

Una modifica parziale del funzionamento del dispositivo dovrebbe intervenire qualora si volessero applicare perturbazioni ripetute all'interno della stessa prova di cammino: occorrerebbe un sistema di riposizionamento del peso a mezz'aria dopo che è caduto alla fine della perturbazione. Qualora si volesse proseguire la ricerca in questo senso, applicare perturbazioni ripetute potrebbe essere utile allo studio dell'adattamento e delle risposte proattive in caso di cammino perturbato, ma allo scopo di studiare la risposta reattiva quest'aspetto non è fondamentale.

Oltre a variare il punto e la direzione di applicazione, si può pensare di integrare questa piattaforma in un sistema di cattura del movimento tramite telecamere. Il vantaggio sarebbe quello di poter monitorare il movimento completo del soggetto (non solo l'appoggio del tallone), e del peso in caduta. Da una parte quindi si avrebbe un riscontro quantitativo sul funzionamento meccanico del dispositivo -

soprattutto sul tempo effettivo di caduta del peso e della durata della perturbazione - e dall'altra si potrebbero studiare le risposte non solo neuromuscolari, ma anche cinematiche di tutti i segmenti del corpo, messe in atto dal soggetto per recuperare la stabilità.

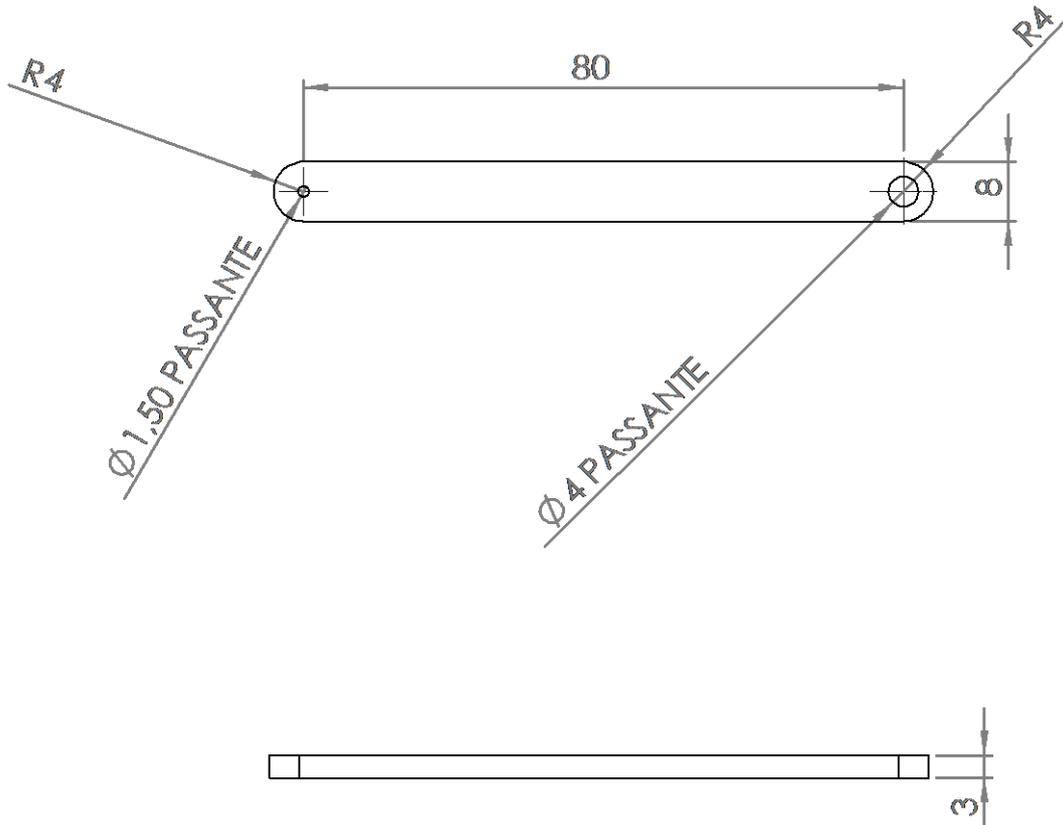
Un confronto che potrebbe fornire spunti interessanti potrebbe essere quello tra perturbazioni applicate a livelli diversi sul piano medio – laterale. Questo piano è il più critico dal punto di vista della stabilità, e studiare la risposta neuromuscolare e cinematica che interviene durante una perturbazione dà informazioni dettagliate su quali muscoli siano maggiormente coinvolti nel mantenimento dell'equilibrio e della stabilità dinamica durante il cammino. Integrare studi su perturbazioni a vari livelli e studiarne la risposta su tutto il corpo può solo migliorare la conoscenza del problema e fornire indicazioni importanti per migliorare la prevenzione delle cadute e programmare interventi mirati al recupero, o almeno al miglioramento, delle funzionalità motorie coinvolte nella locomozione.

# APPENDICE A

## Messe in tavola

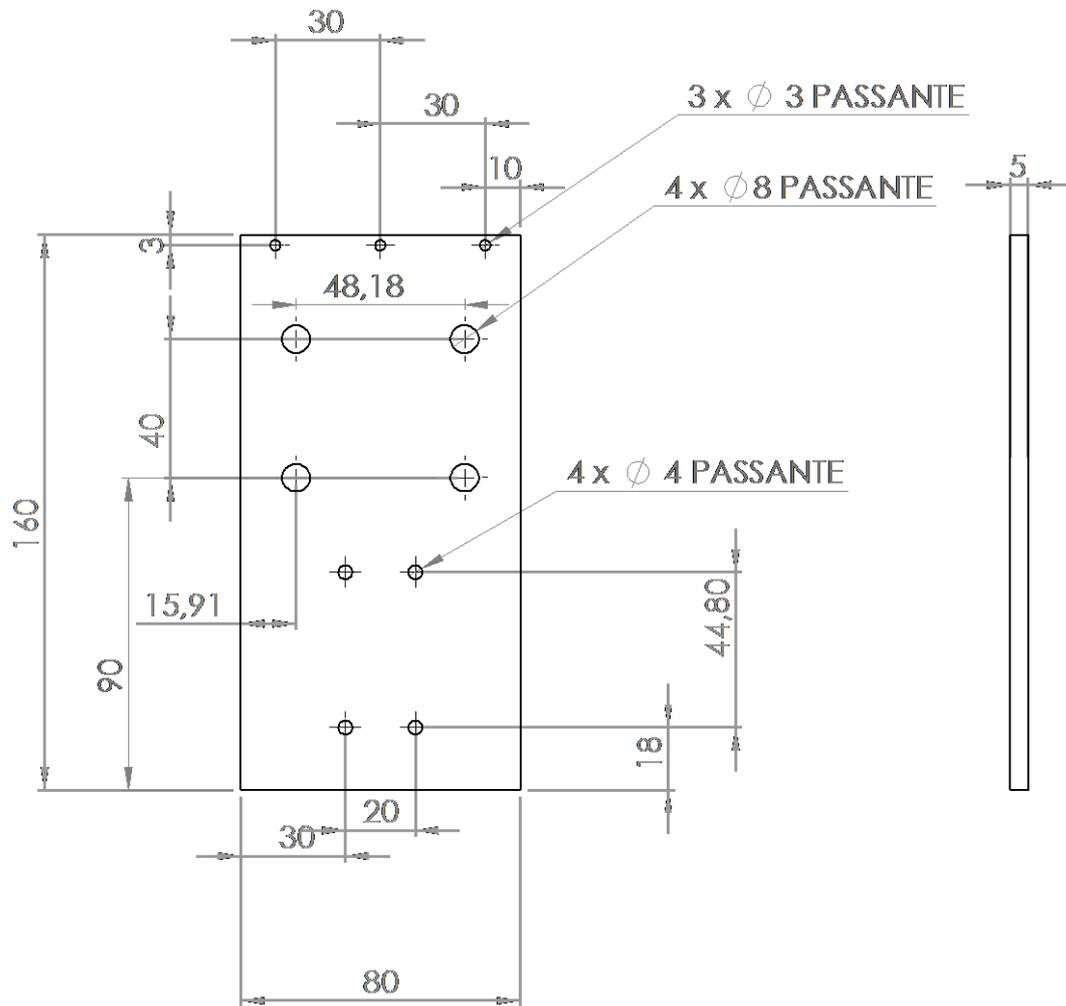
---

### A.I Elementi del manovellismo di spinta

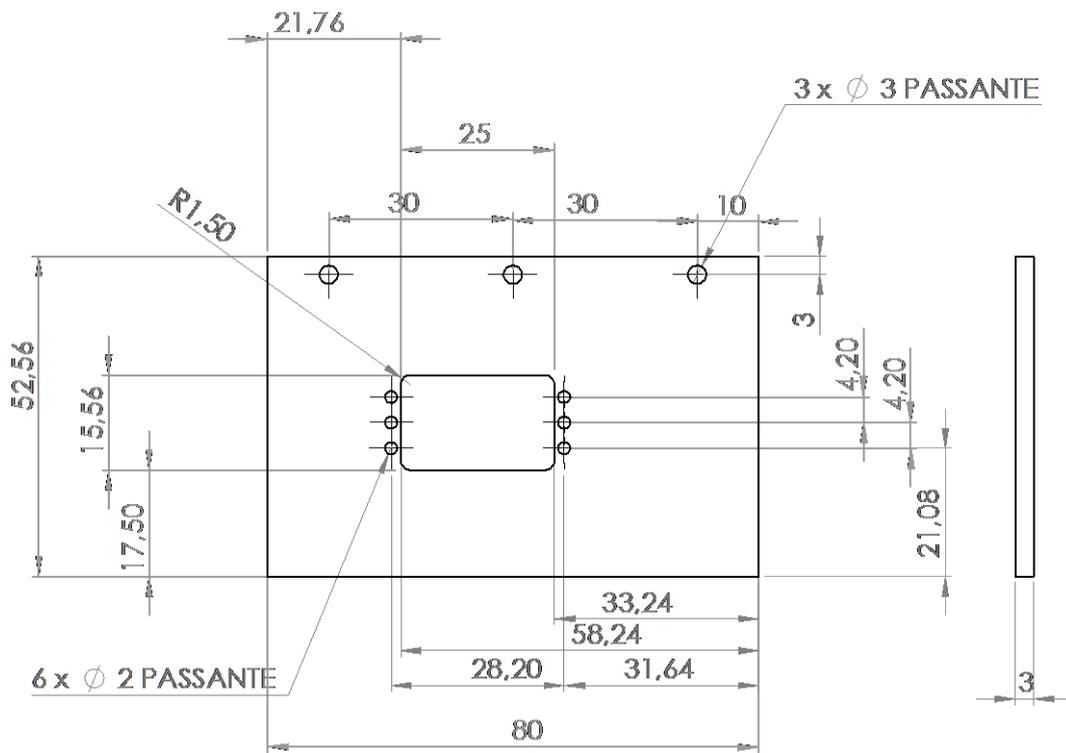


**Figura A. I** Disegno tecnico della biella dei due moduli slitta – motore. In alto la vista frontale, in basso quella laterale. Le dimensioni sono indicate in [mm]. Il foro da 1,5 mm serve a congiungere manovella e biella, mentre il foro da 4 mm serve a congiungere la biella alla slitta.

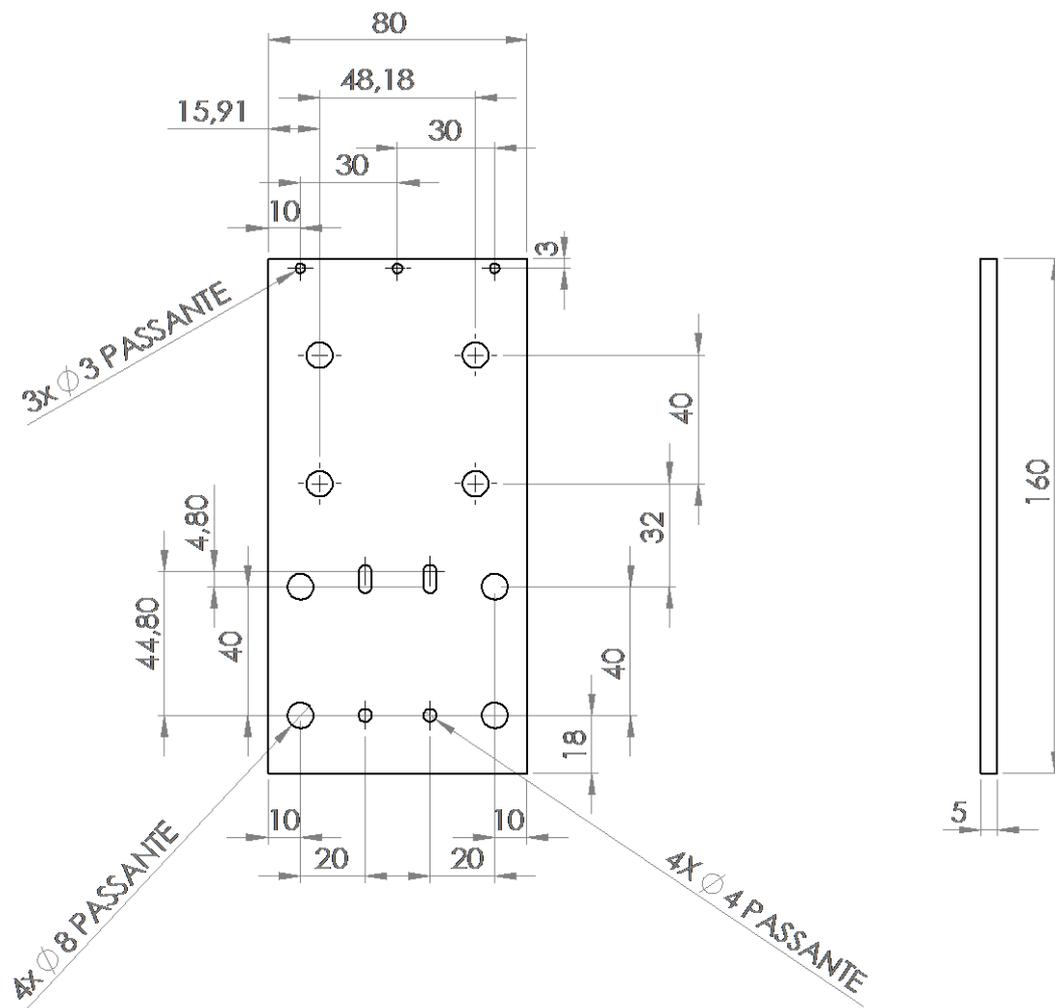
## A.II Elementi del telaio dei moduli slitta motore



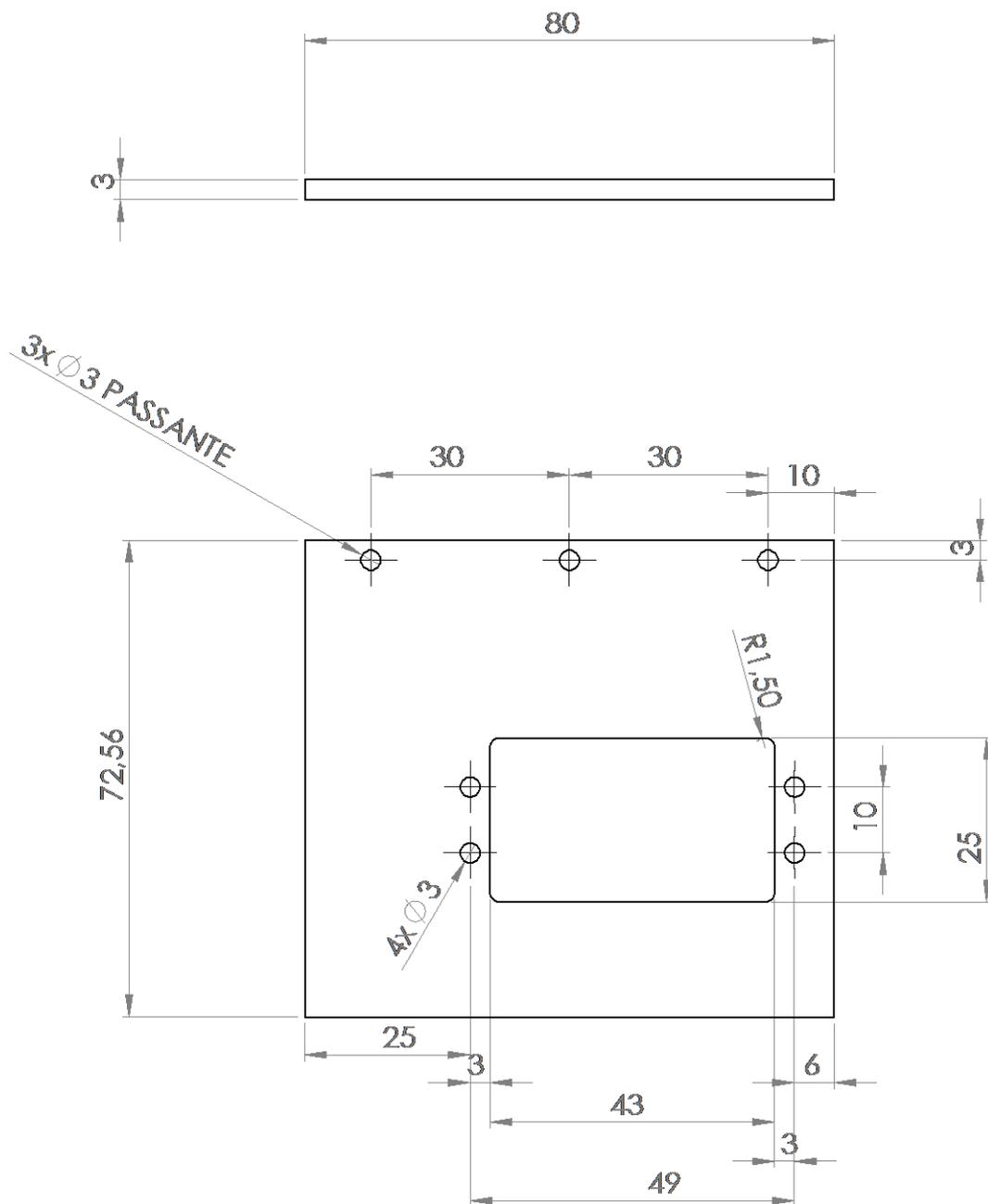
**Figura A. II** Disegno tecnico dell'elemento 'telaio-slitta' progettato per fissare la slitta del modulo SL-M1 all'asta verticale. A sinistra la vista frontale, a destra quella laterale. Le dimensioni sono indicate in [mm]. I fori da 8 mm servono per fissare il telaio all'asta, i fori da 4 mm per fissare la slitta al telaio, e i fori da 3 mm per fissare il telaio alla base (Figura A. VI). Inizialmente i 4 fori della slitta, di diametro pari a 4 mm, sono risultati essere distanti 44,8 mm, quindi i 4 fori corrispondenti sul telaio sono stati posizionati alla stessa distanza; tuttavia questa misura si è rivelata essere 4,8 mm maggiore di quella effettiva, quindi i 2 fori da 4 mm soprastanti sono stati allungati di 4,8 mm (Figura A. IV).



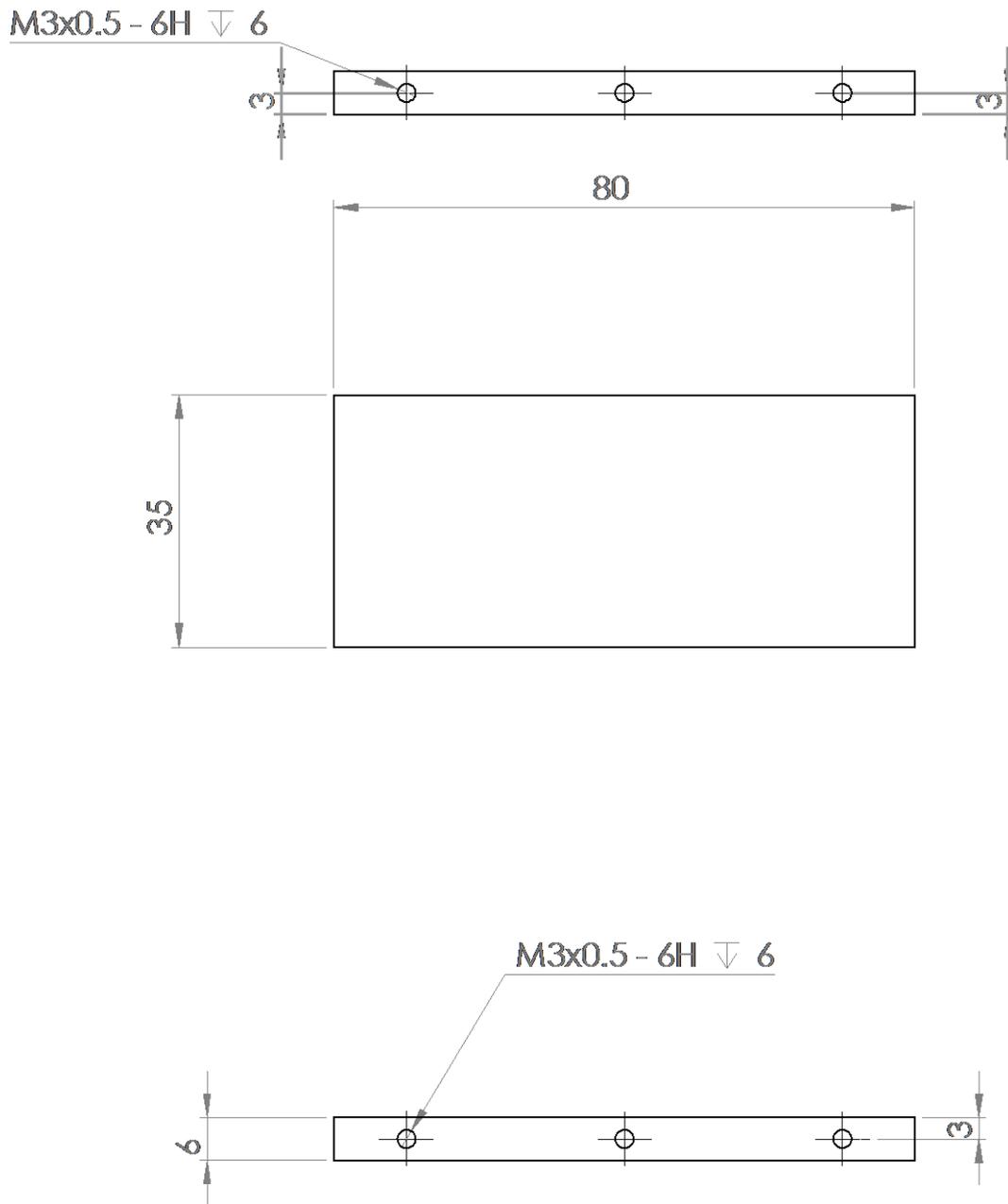
**Figura A. III** Disegno tecnico del telaio per il servomotore SM-S2309S. A sinistra la vista frontale, a destra quella laterale. Le dimensioni sono indicate in [mm]. Le dimensioni del foro centrale sono tali da poter inserire il motore all'interno e avvitarlo ai sei fori da 2 mm. I tre fori da 3 mm servono per fissare il telaio alla base (Figura A. VI).



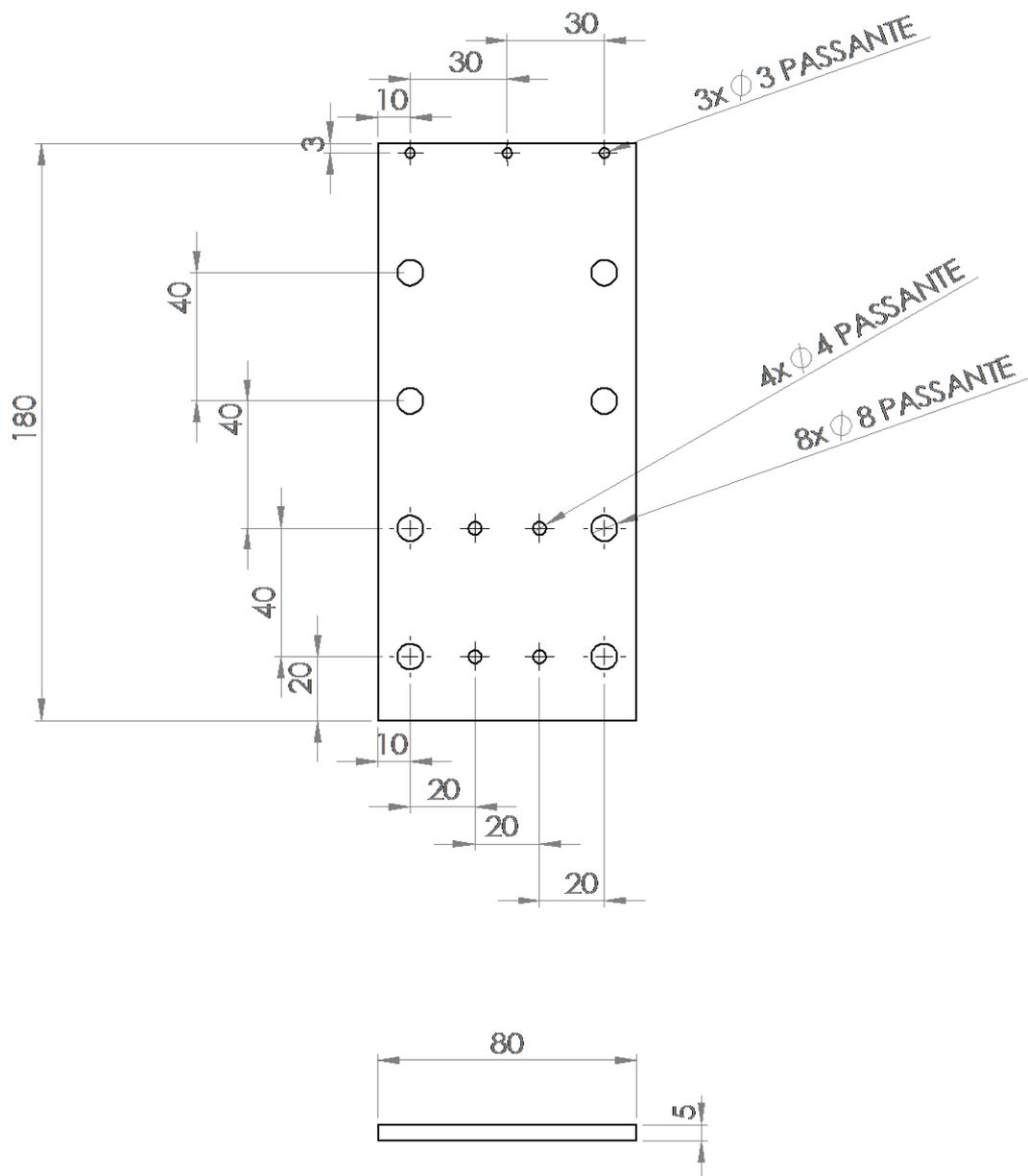
**Figura A. IV** Disegno tecnico dell'elemento 'telaiο-slitta' progettato per fissare la slitta del modulo SL-M1 all'asta verticale. A sinistra la vista frontale, a destra quella laterale. Le misure sono indicate in [mm]. I fori da 8 mm servono per fissare il telaio all'asta, i fori da 4 mm per fissare la slitta al telaio, e i fori da 3 mm per fissare il telaio alla base (Figura A. VI). Inizialmente i 4 fori della slitta, di diametro pari a 4 mm, sono risultati essere distanti 44,8 mm (Figura A. II), quindi i 4 fori corrispondenti sul telaio sono stati posizionati alla stessa distanza; tuttavia questa misura si è rivelata essere 4,8 mm maggiore di quella effettiva, quindi i 2 fori da 4 mm soprastanti sono stati allungati di 4,8 mm.



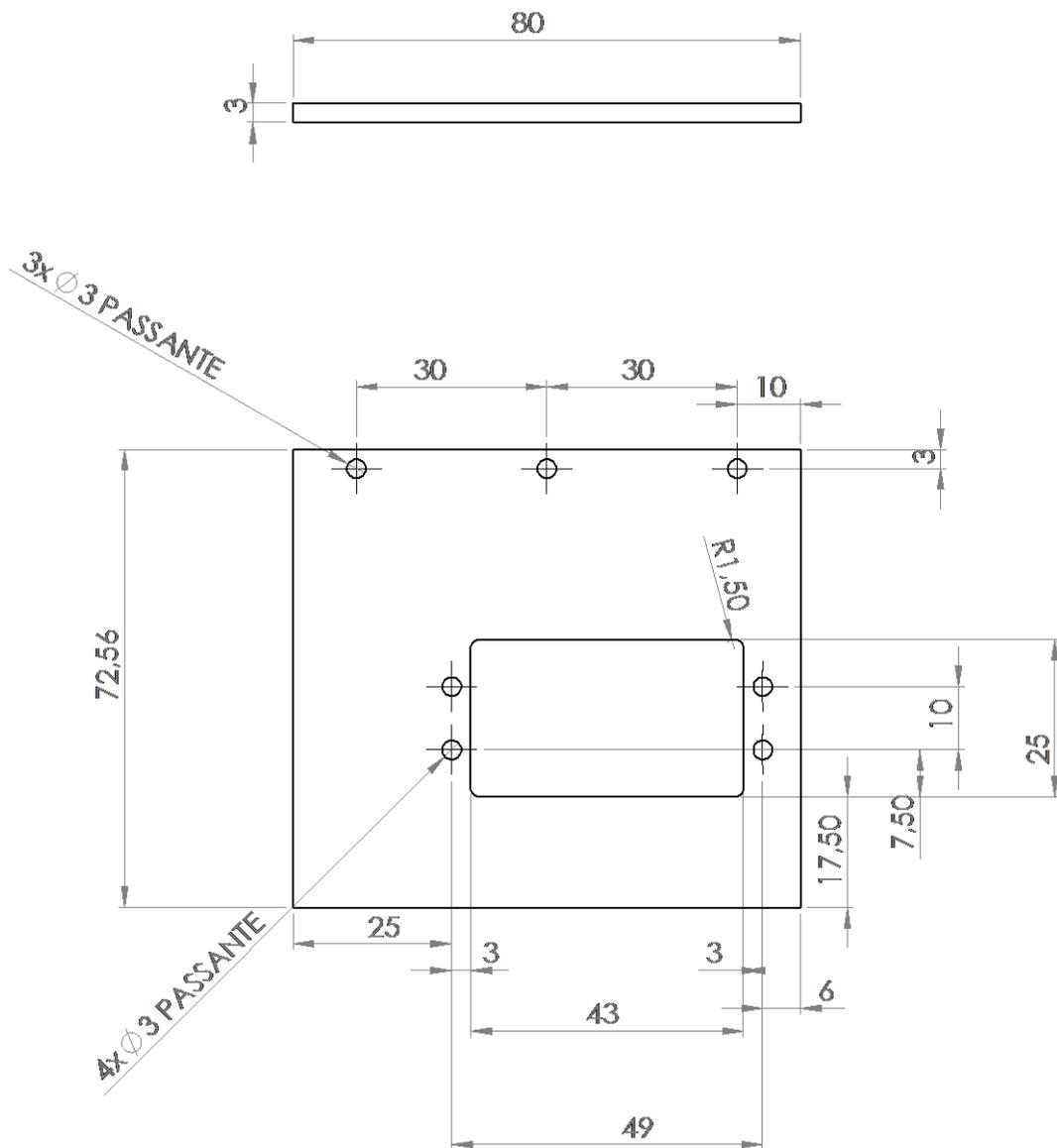
**Figura A. V** Disegno tecnico del telaio per il servomotore HS 645 MG. In basso la vista frontale, in alto quella laterale. Le misure sono indicate in [mm]. Le dimensioni del foro centrale sono tali da poter inserire il motore all'interno e avvitarlo ai quattro fori da 3 mm. I tre fori da 3 mm servono per fissare il telaio alla base (Figura A. VI).



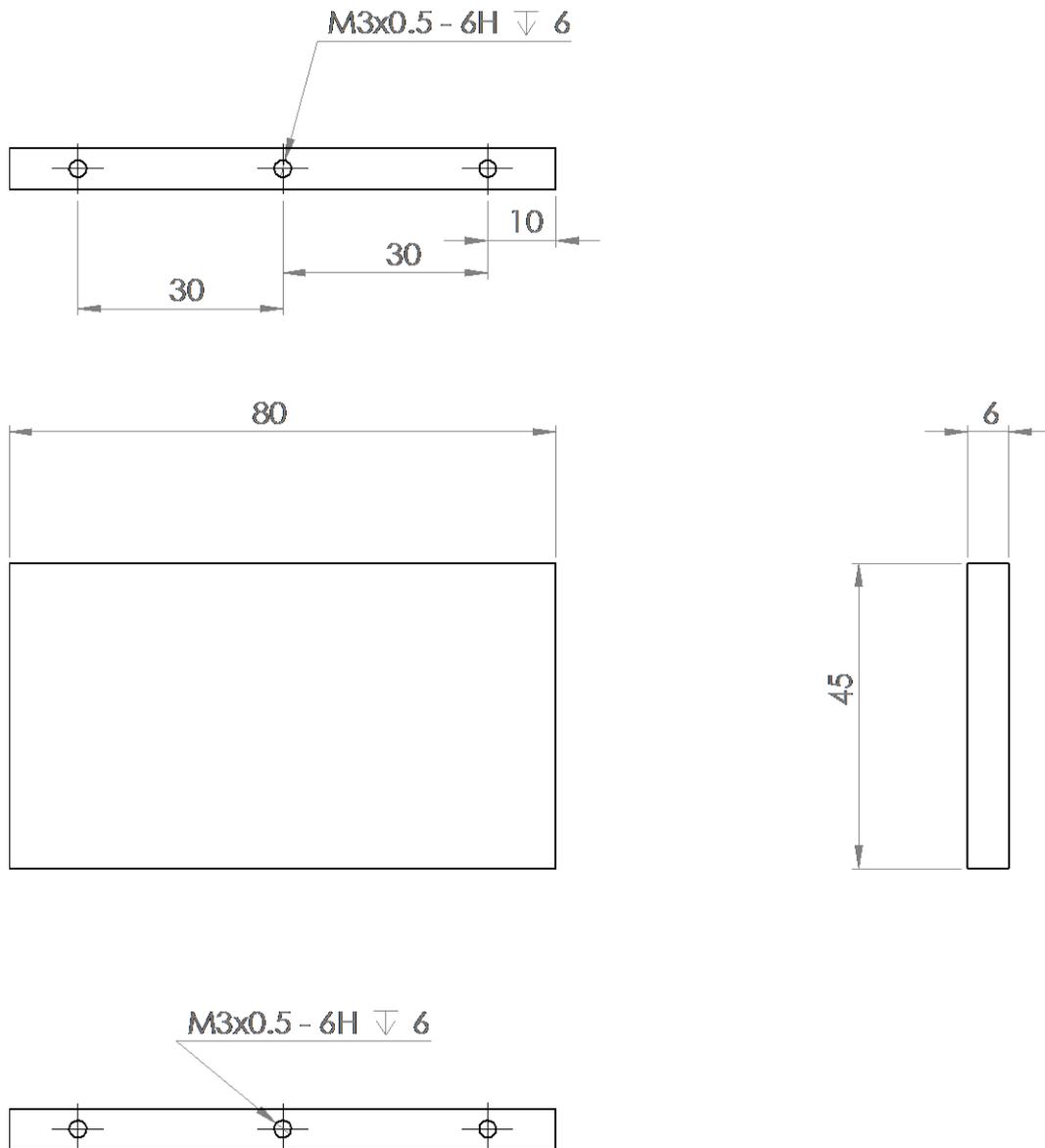
**Figura A. VI** Disegno tecnico della base per i telai del modulo SL-M1. In alto la vista superiore, in basso quella inferiore, in mezzo quella frontale. Le misure sono indicate in [mm]. I fori filettati da 3 mm sono presenti su entrambi i lati (superiore e inferiore) per avvitare il telaio del motore e il telaio della slitta in modo che siano paralleli. Questo elemento è simile a quello in Figura A. IX ma è più stretto di 10 mm (35 mm contro 45 mm).



**Figura A. VII** Disegno tecnico del telaio per la slitta del modulo SL-M2. In alto la vista frontale, in basso quella laterale. Le misure sono indicate in [mm]. Questo elemento è molto simile a quello in Figura A. IV, ma è più lungo di 20 mm (da 160 mm si passa a 180 mm) e le distanze dei fori sia per la slitta che per l'asta verticale sono state riprogettate correttamente evitando gli errori fatti nella progettazione del telaio per il modulo SL-M1. Le misure sono indicate in [mm].

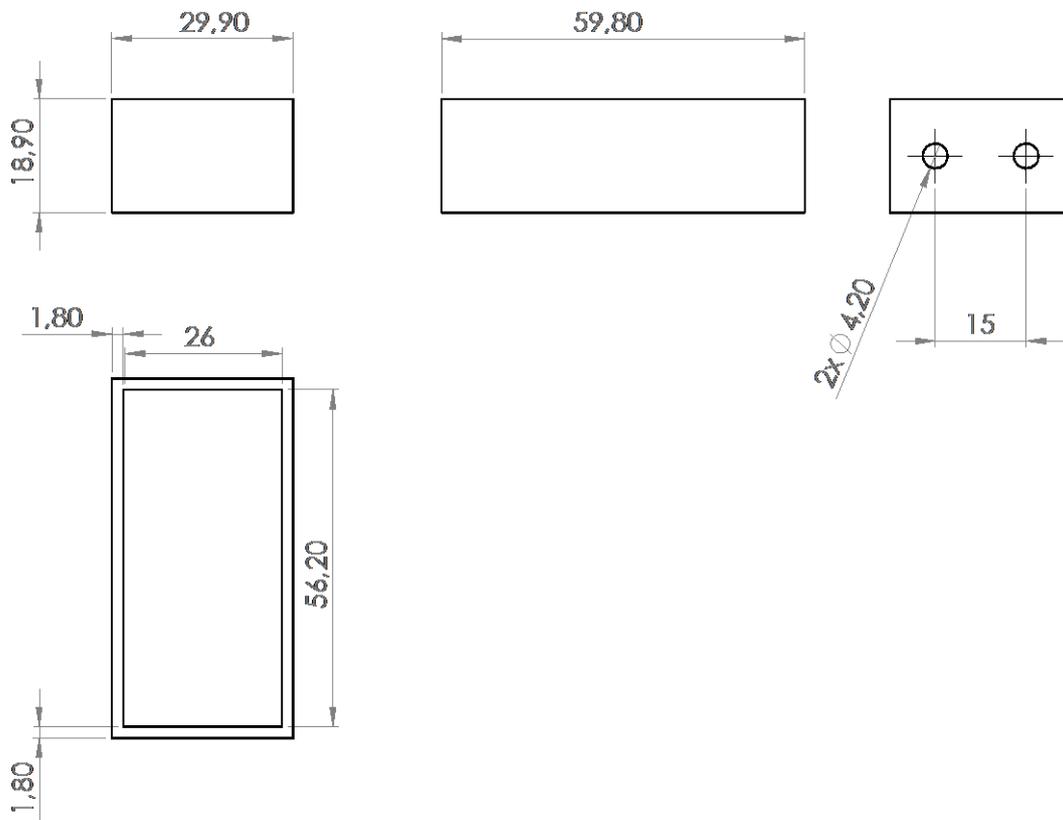


**Figura A. VIII** Disegno tecnico del telaio per il servomotore HS 645 MG del modulo SL-M2. In alto la vista laterale, in basso quella frontale. Le misure sono indicate in [mm]. Il foro centrale deve contenere la scatola del motore, i fori da 3 mm accanto servono a fissarlo; i fori da 3 mm vicino al bordo servono per fissare questo elemento alla base del modulo SL-M2 (Figura A. IX).

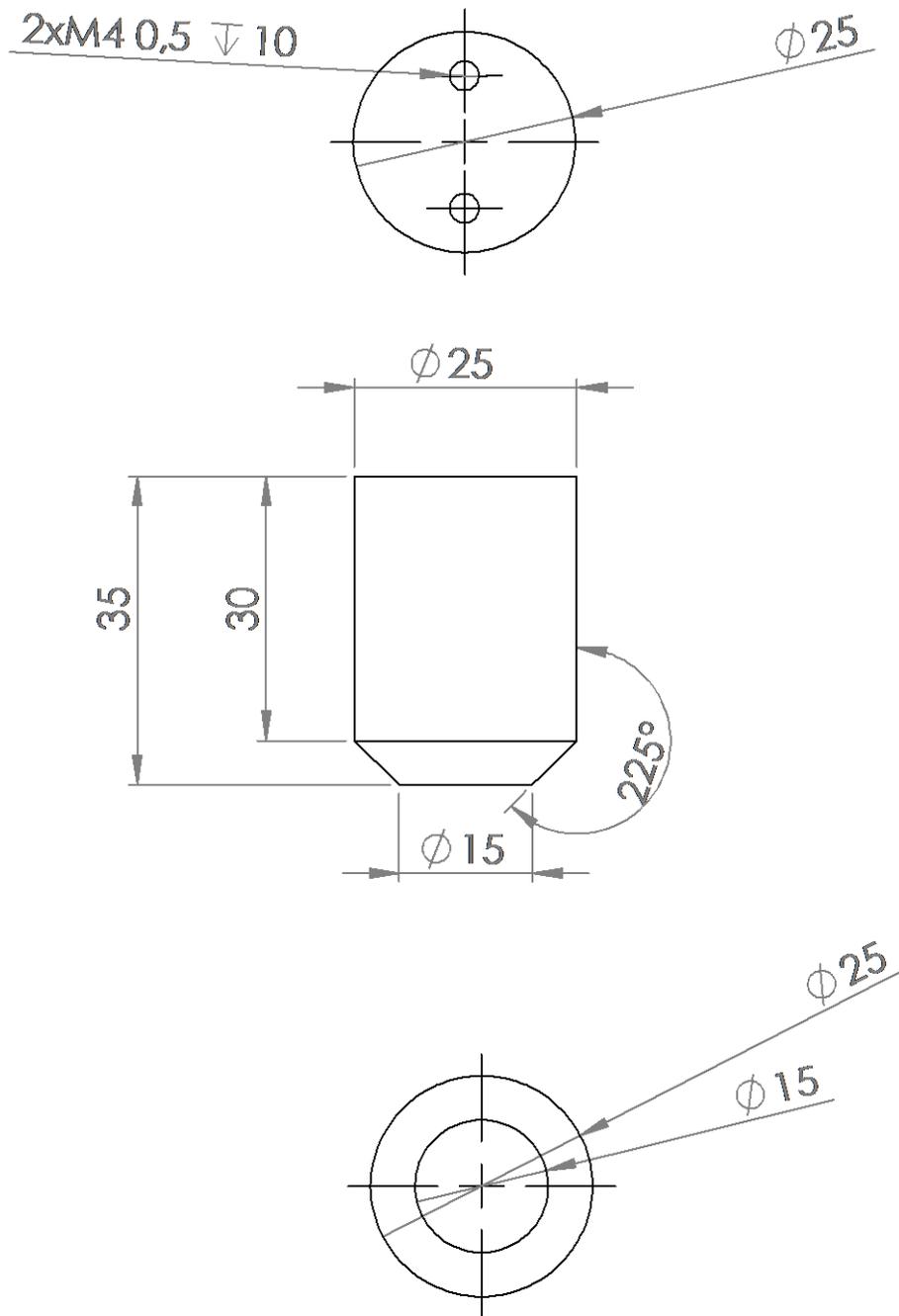


**Figura A. IX** Disegno tecnico della base per i telai del modulo SL-M2. In alto la vista superiore, in basso quella inferiore, in mezzo a sinistra quella frontale, a destra quella laterale. Le misure sono indicate in [mm]. I fori filettati da 3 mm sono presenti su entrambi i lati (superiore e inferiore) per avvitare il telaio del motore e il telaio della slitta in modo che siano paralleli. Questo elemento è simile a quello in Figura A. VI ma è più largo di 10 mm (da 35 mm si passa a 45 mm).

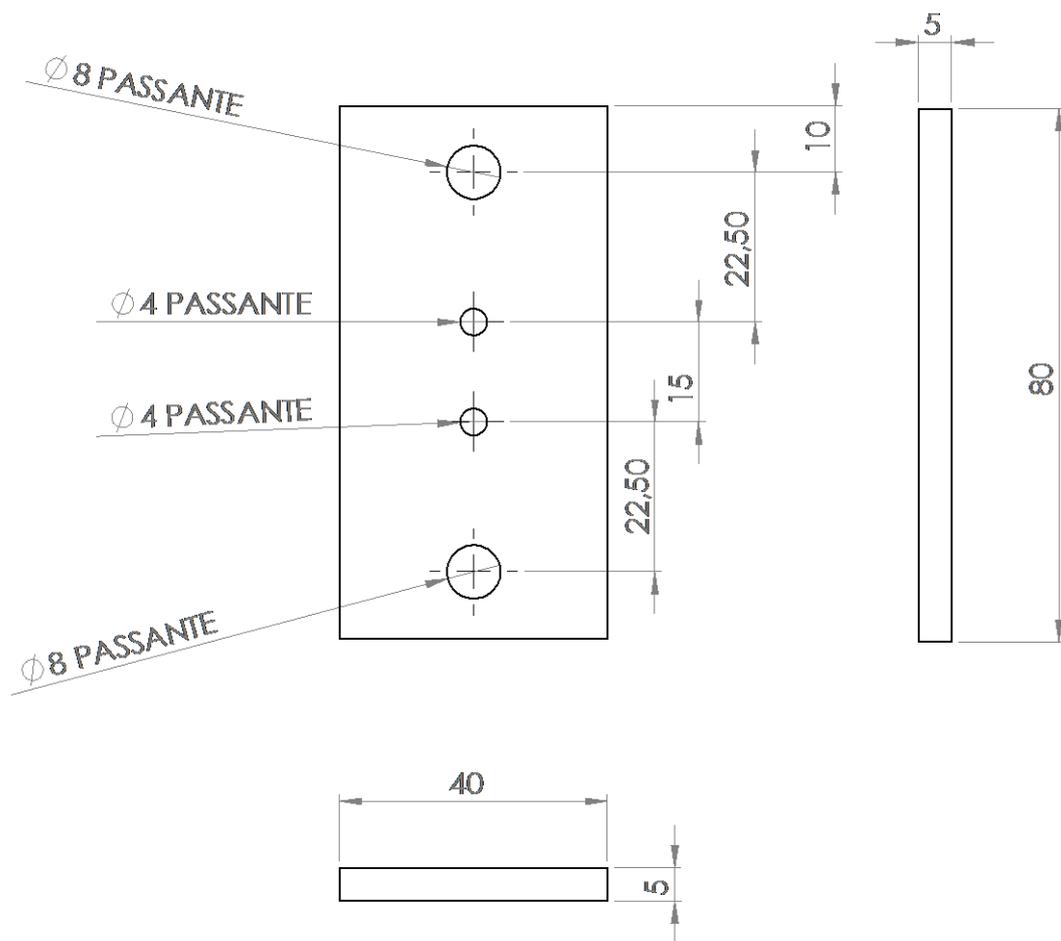
### A.III Elementi per aggancio e guida della corda



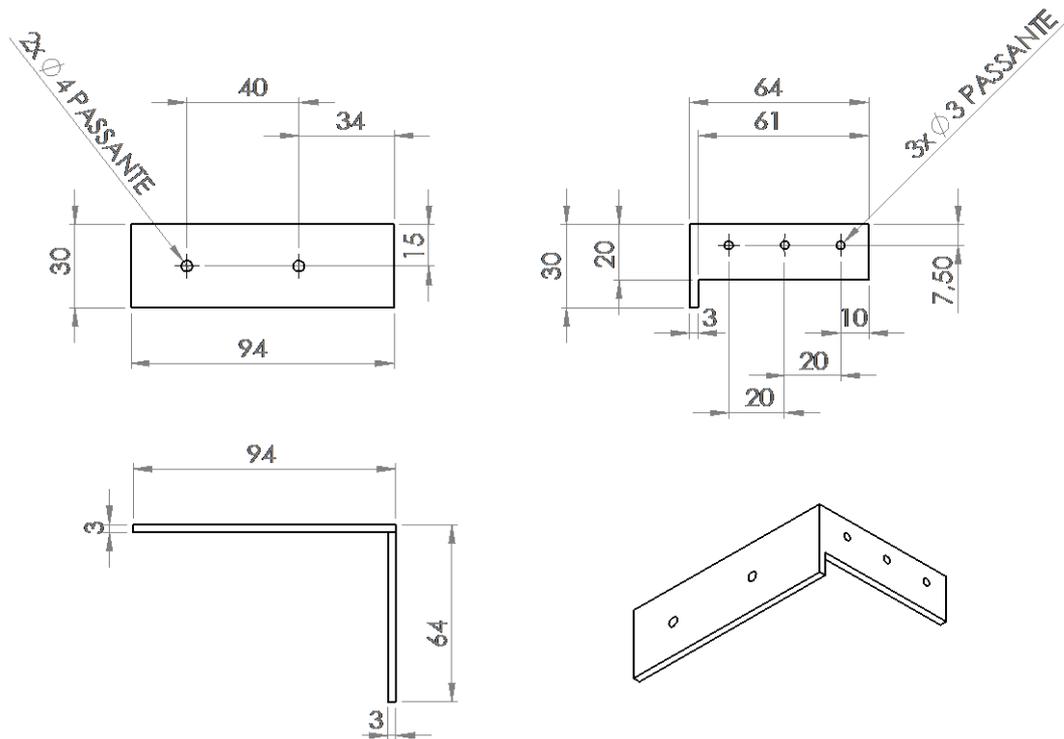
**Figura A. X** Disegno tecnico del modulo F, che aggancia la corda al letto della slitta del modulo SL-M1. In alto: a sinistra la vista anteriore, al centro quella laterale e a destra quella posteriore; in basso la vista superiore. Le misure sono indicate in [mm]. Le dimensioni della faccia anteriore sono tali da incastrarsi perfettamente con il letto della slitta SL-M1. Sulla faccia posteriore presenta due fori da 4,2 mm per farci passare la corda attraverso e poterla annodare al di fuori del modulo F stesso.



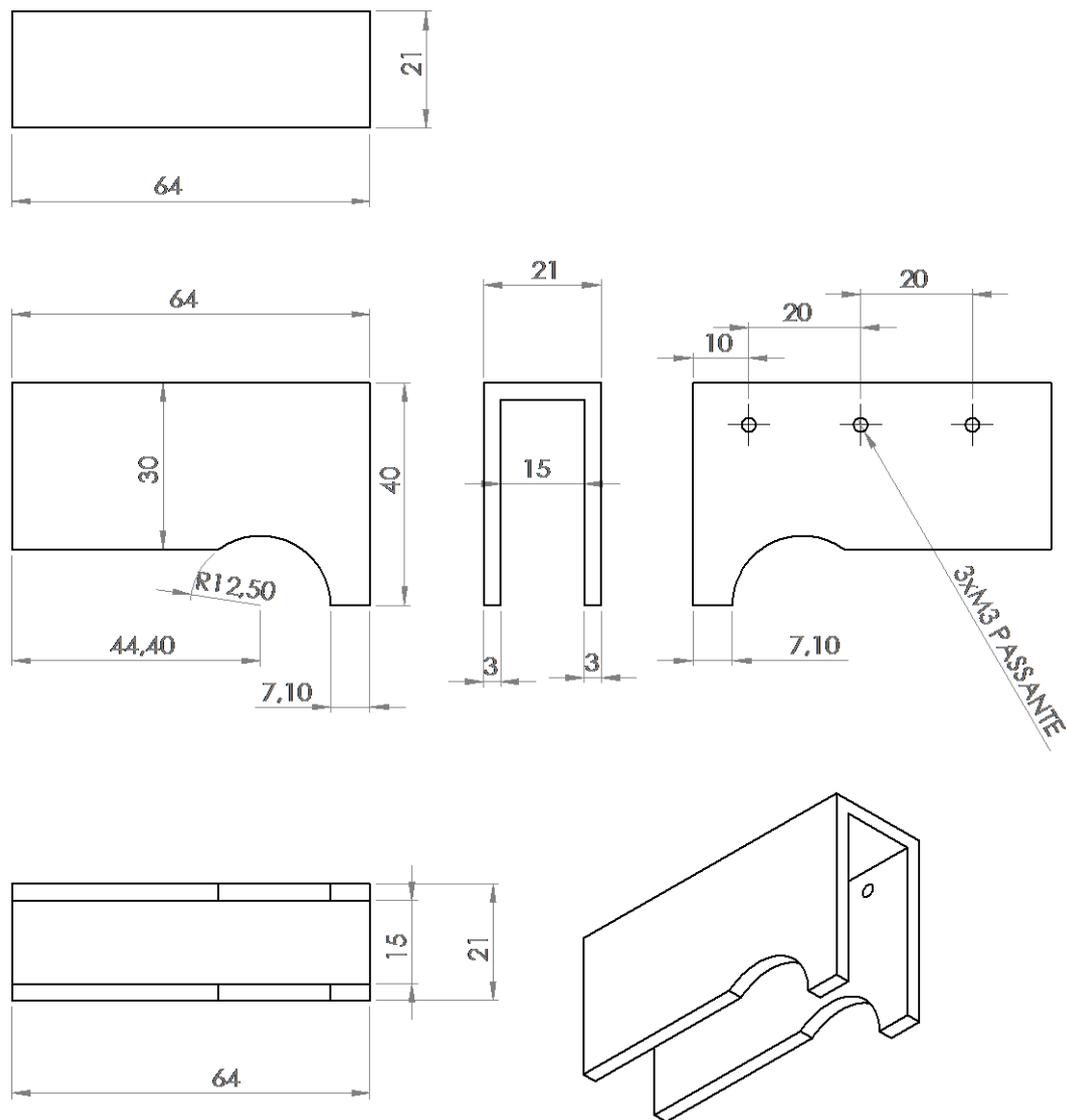
**Figura A. XI** Disegno tecnico del cilindro che sorregge la corda. In alto la vista posteriore, in mezzo quella superiore, in basso quella frontale. Le dimensioni sono indicate in [mm]. I fori filettati da 4 mm servono ad avvitare il cilindro al suo telaio. La smussatura di 225° serve ad aiutare lo scorrimento della corda verso il basso quando arriva al bordo. Il progetto originale prevedeva un diametro del cilindro di 30 mm, ma per motivi legati alla strumentazione non è stato possibile produrre un elemento di queste proporzioni, quindi il diametro è stato ridotto a 25 mm.



**Figura A. XII** Disegno tecnico del telaio per il cilindro. In alto a sinistra la vista frontale, a destra la vista laterale, in basso quella inferiore (o superiore). Le dimensioni sono indicate in [mm]. I fori da 4 mm servono a fissare il cilindro al telaio, i fori da 8 mm a fissare il telaio all'asta verticale.



**Figura A. XIII** Disegno tecnico della parte a 'L' del modulo G. In alto a sinistra la vista frontale, a destra quella laterale; in basso a sinistra la vista superiore, a destra quella obliqua per visualizzare meglio l'elemento nella sua interezza. Le dimensioni sono indicate in [mm]. I fori da 4 mm sulla vista frontale servono per fissare l'elemento alla slitta, i fori da 3 mm sulla parte laterale servono invece a fissare la parte a 'U' dello stesso modulo G. Per motivi realizzativi lo spessore delle pareti è stato portato da 3 mm a 5 mm, e le parti frontale e laterale sono state separate e rese ricongiungibili tramite 2 fori da 3 mm su ognuna delle due parti.



**Figura A. XIV** Disegno tecnico della parte a 'U' modulo G, che sposta la corda. In alto la vista superiore; in mezzo a sinistra la vista frontale, nel centro quella laterale e a destra quella posteriore; in basso la vista inferiore a sinistra e a destra una vista obliqua per rappresentare in modo più chiaro come è stato progettato l'elemento. Le dimensioni sono indicate in [mm]. I fori sul retro servono a fissare questo elemento alla parte a 'L' del modulo G. Il taglio ad arco di raggio pari a 12,5 mm deve coincidere con la superficie del cilindro che sostiene la corda. Da notare che per motivi realizzativi lo spessore delle pareti è stato aumentato da 3 mm a 5 mm, quindi la larghezza esterna non risulta 25 mm (invece dei 21 mm indicati), mentre quella interna rimane 15 mm.

## ***Bibliografia***

1. T. Masud and R. O. Morris, "Epidemiology of Falls," *Age Ageing*, vol. 30-S4, pp. 3–7, 2001.
2. K. Terry, E. H. Sinitski, J. B. Dingwell, and J. M. Wilken, "Amplitude effects of medio-lateral mechanical and visual perturbations on gait," *J. Biomech.*, vol. 45, no. 11, pp. 1979–1986, 2012.
3. A. M. Schillings, B. M. H. Van Wezel, and J. Duysens, "Mechanically induced stumbling during human treadmill walking," *J. Neurosci. Methods*, vol. 67, no. 1, pp. 11–17, 1996.
4. A. Forner Cordero, H. Koopman, and F. Van der Helm, "Multiple-step strategies to recover from stumbling perturbations," *Gait Posture*, vol. 18, no. 1, pp. 47–59, 2003.
5. Z. Potocanac, J. de Bruin, S. van der Veen, S. Verschueren, J. van Dieen, J. Duysens, and M. Pijnappels, "Fast online corrections of tripping responses," *Exp. brain Res.*, vol. 232, no. 11, pp. 3579–3590, 2014.
6. M. Pijnappels, M. F. Bobbert, and J. H. van Dieën, "Contribution of the support limb in control of angular momentum after tripping," *J. Biomech.*, vol. 37, no. 12, pp. 1811–8, 2004.
7. R. Cham and M. S. Redfern, "Changes in gait when anticipating slippery floors," *Gait Posture*, vol. 15, pp. 159–171, 2002.
8. T. E. Lockhart, J. M. Spaulding, and S. H. Park, "Age-related slip avoidance strategy while walking over a known slippery floor surface," *Gait Posture*, vol. 26, pp. 142–149, 2007.
9. V. Dietz, K. Fouad, and C. M. Bastiaanse, "Neuronal coordination of arm and leg movements during human locomotion," *Eur. J. Neurosci.*, vol. 14, no. October, pp. 1906–1914, 2001.
10. D. S. Marigold and A. E. Patla, "Strategies for Dynamic Stability During Locomotion on a Slippery Surface : Effects of Prior Experience and Knowledge," pp. 339–353, 2002.
11. S. A. Chvatal and L. H. Ting, "Voluntary and Reactive Recruitment of Locomotor Muscle Synergies during Perturbed Walking," *J. Neurosci.*, vol. 32, no. 35, pp. 12237–12250, 2012.

12. L. Bassi Luciani, V. Genovese, V. Monaco, L. Odetti, E. Cattin, and S. Micera, "Design and Evaluation of a new mechatronic platform for assessment and prevention of fall risks," *J. Neuroeng. Rehabil.*, vol. 9, p. 51, 2012.
13. B. E. Maki, W. E. McIlroy, and S. D. Perry, "Influence of Lateral Destabilization on Compensatory Stepping Responses," *J. Biomech.*, vol. 29, no. 3435353, 1996.
14. J. E. Misiaszek, "Early activation of arm and leg muscles following pulls to the waist during walking.," *Exp. brain Res.*, vol. 151, no. 3, pp. 318–29, 2003.
15. V. Vashista, S. K. Mustafa, and S. K. Agrawal, "Experimental Studies On The Human Gait Using A Tethered Pelvic Assist Device ( T-PAD )," *IEEE International Conference on Rehabilitation Robotics Rehab Week*, 2011.
16. V. Vashista and D. S. Reisman, "Asymmetric Adaptation in Human Walking using the Tethered Pelvic Assist Device ( TPAD )," *IEEE International Conference on Rehabilitation Robotics*, 2013.
17. V. Vashista, X. Jin, and S. K. Agrawal, "Active Tethered Pelvic Assist Device (A-TPAD) to study force adaptation in human walking," *IEEE Int. Conf. Robot. Autom.*, pp. 718–723, 2014.
18. M. L. Mille, M. Johnson-Hilliard, K. M. Martinez, Y. Zhang, B. J. Edwards, and M. W. Rogers, "One Step, Two Steps, Three Steps More ... Directional Vulnerability to Falls in Community-Dwelling Older People," *Journals Gerontol. Ser. A Biol. Sci. Med. Sci.*, vol. 68, no. 12, pp. 1540–1548, 2013.
19. P. E. Pidcoe and M. W. Rogers, "A closed-loop stepper motor waist-pull system for inducing protective stepping in humans.," *J. Biomech.*, vol. 31, no. 4, pp. 377–81, 1998.
20. A. L. Hof, S. M. Vermerris, and W. A. Gjaltema, "Balance responses to lateral perturbations in human treadmill walking.," *J. Exp. Biol.*, vol. 213, pp. 2655–2664, 2010.
21. R. G. Ellis, B. J. Sumner, and R. Kram, "Muscle contributions to

- propulsion and braking during walking and running: Insight from external force perturbations,” *Gait Posture*, vol. 40, no. 4, pp. 594–599, 2013.
22. V. Dietz, J. Quintern, G. Boos, and W. Berger, “Obstruction of the swing phase during gait: phase-dependent bilateral leg muscle coordination,” *Brain Res.*, vol. 384, no. 1, pp. 166–169, 1986.
  23. T. Prokop, W. Berger, W. Zijlstra, and V. Dietz, “Adaptational and learning processes during human split-belt locomotion: interaction between central mechanisms and afferent input,” *Exp. Brain Res.*, vol. 106, no. 3, pp. 449–456, 1995.
  24. T. Erni and V. Dietz, “Obstacle avoidance during human walking: Learning rate and cross-modal transfer,” *J. Physiol.*, vol. 534, no. 1, pp. 303–312, 2001.
  25. V. Dietz, W. Zijlstra, and J. Duysens, “Human neuronal interlimb coordination during split-belt locomotion,” *Exp. Brain Res.*, vol. 101, no. 3, pp. 513–520, 1994.
  26. M. Gorassini, A. Prochazka, G. W. Hiebert, and M. J. A. Gauthier, “Corrective Responses to Loss of Ground Support During Walking I. Intact Cats.” *Journal of Neurophysiology*, 1994.
  27. G. W. Hiebert, P. J. Whelan, a Prochazka, and K. G. Pearson, “Contribution of hind limb flexor muscle afferents to the timing of phase transitions in the cat step cycle.,” *J. Neurophysiol.*, vol. 75, no. 3, pp. 1126–1137, 1996.
  28. E. D. Schomburg, N. Petersen, I. Barajon, and H. Hultborn, “Flexor reflex afferents reset the step cycle during fictive locomotion in the cat,” *Exp. Brain Res.*, vol. 122, no. 3, pp. 339–350, 1998.
  29. T. G. Brown, “On the nature of the fundamental activity of the nervous centres; together with an analysis of the conditioning of rhythmic activity in progression, and a theory of the evolution of function in the nervous system.,” *J. Physiol.*, vol. 48, no. 1, pp. 18–46, 1914.
  30. E. P. Zehr and A. Kido, “Neural control of rhythmic, cyclical human arm movement: task dependency, nerve specificity and phase modulation of cutaneous reflexes.,” *J. Physiol.*, vol. 537, no. Pt 3, pp. 1033–45, 2001.

31. E. P. Zehr, D. F. Collins, and R. Chua, "Human interlimb reflexes evoked by electrical stimulation of cutaneous nerves innervating the hand and foot," *Exp. Brain Res.*, vol. 140, no. 4, pp. 495–504, 2001.
32. P. J. Delwaide and P. Crenna, "Cutaneous nerve stimulation and motoneuronal excitability. II: Evidence for non-segmental influences.," *J. Neurol. Neurosurg. Psychiatry*, vol. 47, no. 2, pp. 190–196, 1984.
33. F. Baldissera, P. Cavallari, and L. Leocani, "Cyclic modulation of the H-reflex in a wrist flexor during rhythmic flexion-extension movements of the ipsilateral foot," *Exp. Brain Res.*, vol. 118, no. 3, pp. 427–430, 1998.
34. F. Debaere, S. P. Swinnen, E. Béatse, S. Sunaert, P. Van Hecke, and J. Duysens, "Brain areas involved in interlimb coordination: a distributed network.," *Neuroimage*, vol. 14, no. 5, pp. 947–958, 2001.
35. V. Dietz, K. Nakazawa, M. Wirz, and T. Erni, "Level of spinal cord lesion determines locomotor activity in spinal man," *Exp. Brain Res.*, vol. 128, no. 3, pp. 405–409, 1999.
36. S. Grillner, T. Deliagina, O. Ekeberg, A. El Manira, R. H. Hill, A. Lansner, G. N. Orlovsky, and P. Wallén, "Neural networks that coordinate locomotion and body orientation in lamprey," *Trends Neurosci.*, vol. 18, no. 6, pp. 270–279, 1995.
37. J. A. Vilensky, "Locomotor behavior and control in human and non-human primates: comparisons with cats and dogs.," *Neurosci. Biobehav. Rev.*, vol. 11, no. 3, pp. 263–274, 1987.
38. T. Wannier, C. Bastiaanse, G. Colombo, and V. Dietz, "Arm to leg coordination in humans during walking, creeping and swimming activities," *Exp. Brain Res.*, vol. 141, no. 3, pp. 375–379, 2001.
39. V. Dietz, "Do human bipeds use quadrupedal coordination?," *Trends Neurosci.*, vol. 25, no. 9, pp. 462–467, 2002.
40. W. Berger, V. Dietz, and J. Quintern, "Corrective reactions to stumbling in man: neuronal co-ordination of bilateral leg muscle activity during gait.," *J. Physiol.*, vol. 357, pp. 109–25, 1984.
41. P. F. Tang, M. H. Woollacott, and R. K. Y. Chong, "Control of reactive balance adjustments in perturbed human walking: Roles of proximal and

- distal postural muscle activity,” *Exp. Brain Res.*, vol. 119, no. 2, pp. 141–152, 1998.
42. M. Woollacott, A. Shumway-Cook, S. Hutchinson, M. Ciol, R. Price, and D. Kartin, “Effect of balance training on muscle activity used in recovery of stability in children with cerebral palsy: a pilot study,” *Dev. Med. Child Neurol.*, vol. 47, no. 2005, pp. 455–461, 2005.
  43. F. Mori, K. Nakajima, A. Tachibana, and S. Mori, “Obstacle clearance and prevention from falling in the bipedally walking Japanese monkey, *Macaca fuscata*,” *Age Ageing*, vol. 35, no. SUPPL.2, pp. 19–23, 2006.
  44. P. E. Roos, M. P. McGuigan, D. G. Kerwin, and G. Trewartha, “The role of arm movement in early trip recovery in younger and older adults,” *Gait Posture*, vol. 27, no. 2, pp. 352–356, 2008.
  45. J. E. Misiaszek, M. J. Stephens, J. F. Yang, and K. G. Pearson, “Early corrective reactions of the leg to perturbations at the torso during walking in humans,” *Exp. Brain Res.*, vol. 131, no. 4, pp. 511–523, 2000.
  46. J. E. Misiaszek and E. M. Krauss, “Restricting arm use enhances compensatory reactions of leg muscles during walking,” *Exp. Brain Res.*, vol. 161, no. 4, pp. 474–485, 2005.
  47. A. R. Oates, J. S. Frank, @bullet Aftab, and E. Patla, “Control of dynamic stability during adaptation to gait termination on a slippery surface.”
  48. D. S. Marigold, A. J. Bethune, and A. E. Patla, “Role of the unperturbed limb and arms in the reactive recovery response to an unexpected slip during locomotion,” *J. Neurophysiol.*, vol. 89, no. December 2002, pp. 1727–1737, 2003.
  49. F. Feldman and S. N. Robinovitch, “Reducing hip fracture risk during sideways falls: Evidence in young adults of the protective effects of impact to the hands and stepping,” *J. Biomech.*, vol. 40, no. 12, pp. 2612–2618, 2007.
  50. S. N. Robinovitch, S. C. Normandin, P. Stotz, and J. D. Maurer, “Time requirement for young and elderly women to move into a position for breaking a fall with outstretched hands,” *J. Gerontol. A. Biol. Sci. Med. Sci.*, vol. 60, no. 12, pp. 1553–1557, 2005.

51. T. M. Owings, M. J. Pavol, and M. D. Grabiner, "Mechanisms of failed recovery following postural perturbations on a motorized treadmill mimic those associated with an actual forward trip," *Clin. Biomech.*, vol. 16, no. 9, pp. 813–819, 2001.
52. M. Pijnappels, M. F. Bobbert, and J. H. Van Dieën, "How early reactions in the support limb contribute to balance recovery after tripping," *J. Biomech.*, vol. 38, no. 3, pp. 627–634, 2005.
53. A. M. Schillings, B. M. H. Van Wezel, T. Mulder, J. Duysens, D. S. Marigold, and J. E. Misiasek, "Muscular Responses and Movement Strategies During Stumbling Over Obstacles Muscular Responses and Movement Strategies During Stumbling Over Obstacles," pp. 2093–2102, 2011.
54. D. S. Marigold and A. E. Patla, "Adapting locomotion to different surface compliances: neuromuscular responses and changes in movement dynamics," *J. Neurophysiol.*, vol. 94, no. 3, pp. 1733–1750, 2005.
55. S. Rietdyk and A. E. Patla, "Context-dependent reflex control: Some insights into the role of balance," *Exp. Brain Res.*, vol. 119, no. 2, pp. 251–259, 1998.
56. T. L. Heiden, D. J. Sanderson, J. T. Inglis, and G. P. Siegmund, "Adaptations to normal human gait on potentially slippery surfaces: The effects of awareness and prior slip experience," *Gait Posture*, vol. 24, pp. 237–246, 2006.
57. S. Miller, J. Van der Burg, and F. G. A. Van der Mech??, "Coordination of movements of the hindlimbs and forelimbs in different forms of locomotion in normal and decerebrate cats," *Brain Res.*, vol. 91, no. 2, pp. 217–237, 1975.
58. R. D. Skinner, R. J. Adams, and R. S. Rempel, "Responses of long descending propriospinal neurons to natural and electrical types of stimuli in cat," *Brain Res.*, vol. 196, no. 2, pp. 387–403, 1980.
59. R. F. Samara and S. N. Currie, "Location of spinal cord pathways that control hindlimb movement amplitude and interlimb coordination during voluntary swimming in turtles," *J. Neurophysiol.*, vol. 99, no. 4, pp.

- 1953–68, 2008.
60. L. Juvin, “Propriospinal Circuitry Underlying Interlimb Coordination in Mammalian Quadrupedal Locomotion,” *J. Neurosci.*, vol. 25, no. 25, pp. 6025–6035, 2005.
  61. C. Haridas and E. P. Zehr, “Coordinated interlimb compensatory responses to electrical stimulation of cutaneous nerves in the hand and foot during walking,” *J. Neurophysiol.*, vol. 90, no. 5, pp. 2850–61, 2003.
  62. J. E. Misiaszek, “Neural control of walking balance: IF falling THEN react ELSE continue,” *Exerc. Sport Sci. Rev.*, vol. 34, pp. 128–134, 2006.
  63. L. O. Christensen, J. B. Andersen, T. Sinkjaer, and J. Nielsen, “Transcranial magnetic stimulation and stretch reflexes in the tibialis anterior muscle during human walking,” *J. Physiol.*, vol. 531, no. Pt 2, pp. 545–557, 2001.
  64. J. Nielsen, N. Petersen, and B. Fedirchuk, “Evidence suggesting a transcortical pathway from cutaneous foot afferents to tibialis anterior motoneurons in man,” *J. Physiol.*, vol. 501, no. 2, pp. 473–484, 1997.
  65. N. Petersen, L. O. D. Christensen, H. Morita, T. Sinkjær, and J. Nielsen, “Evidence that a transcortical pathway contributes to stretch reflexes in the tibialis anterior muscle in man,” *J. Physiol.*, vol. 512, no. 1, pp. 267–276, 1998.
  66. D. S. Marigold and J. E. Misiaszek, “Whole-body responses: neural control and implications for rehabilitation and fall prevention,” *Neuroscientist*, vol. 15, pp. 36–46, 2009.
  67. M. Lafreniere-Roula and D. a McCrea, “Deletions of rhythmic motoneuron activity during fictive locomotion and scratch provide clues to the organization of the mammalian central pattern generator,” *J. Neurophysiol.*, vol. 94, no. 2, pp. 1120–32, 2005.
  68. B. E. Maki, A. E. Mary, and W. E. Mcilroy, “Age-Related Differences in Laterally Directed Compensatory Stepping Behavior,” *J. Gerontol.*, vol. 55, no. 5, pp. 270–277, 2000.
  69. A. E. Patla, “Strategies for Dynamic Stability During Adaptive Human Locomotion,” *Eng. Med. Biol. Mag. IEEE*, vol. 22, no. 2, pp. 48–52, 2003.

70. A. Prochazka, "The fuzzy logic of visuomotor control.," *Can. J. Physiol. Pharmacol.*, vol. 74, no. 4, pp. 456–62, 1996.
71. J. Perry, *GAIT Pathological Function*. 1992.
72. [http://www.kellenberg.ch/uploads/media/Technische\\_Angaben\\_IKO\\_BW\\_U\\_Series.pdf](http://www.kellenberg.ch/uploads/media/Technische_Angaben_IKO_BW_U_Series.pdf)
73. <http://descargas.cetronic.es/microservo.pdf>
74. [http://www.phidgets.com/products.php?product\\_id=3204](http://www.phidgets.com/products.php?product_id=3204)
75. <https://www.arduino.cc/en/Main/ArduinoBoardUno>
76. [https://www.interlinkelectronics.com/datasheets/Datasheet\\_FSR.pdf](https://www.interlinkelectronics.com/datasheets/Datasheet_FSR.pdf)
77. <http://www.otbioelettronica.it/attachments/article/70/EMG-USB2+%20ITA.pdf>