

UNIVERSITÀ DEGLI STUDI DELLA TUSCIA

Dipartimento di Economia, Ingegneria,
Società e Impresa

Corso di Dottorato di Ricerca in

Engineering for Energy and Environment - XXXVI Ciclo

***Progettazione e realizzazione di un esoscheletro per
dinamica simulata***

Settore scientifico-disciplinare
g.s.d. IMIS-01/A

Tesi di dottorato di:
Dott. Giovanni Mariani

Supervisor
Prof. Stefano Rossi

Co-Tutor
Prof. Juri Taborri

Anno Accademico 2023-2024

Indice

Abstract	4
Sommario	5
Glossario	11
1 Arto superiore	13
1.1 Definizione piano e assi anatomici	14
1.2 Anatomia arto superiore	17
1.3 Le articolazioni	19
2 Esoscheletri, realtà virtuale e dispositivi aptici	21
2.1 Esoscheletri e dispositivi End-effector	21
2.1.1 Dispositivi End-Effector	22
2.1.2 Esoscheletri	25
2.1.3 Dispositivi non indossabili	26
2.1.4 Dispositivi indossabili	31
2.2 La realtà virtuale	36
2.3 Sistemi aptici	37
2.3.1 Tipologia di dispositivi aptici	38
3 Progetto SIDE	41
3.1 Il problema degli infortuni sul lavoro	41
3.2 SIDE	43
3.2.1 Analisi dei requisiti	44
3.3 Cinematica dell'arto superiore	45
3.3.1 Esoscheletro o end-effector	47
3.4 Struttura cinematica	49
3.4.1 Modello A	54
3.4.2 Modello B	56
3.5 Simulazioni	58
3.6 Primo prototipo	66

3.7	Progettazione per l'adattamento del prototipo in un dispositivo indossabile	67
3.8	Ultima versione di SIDE	73
3.8.1	Elettronica	73
3.8.2	Braccio meccanico	75
3.8.3	Vest	77
3.9	Sistemi di adattabilità	80
4	Analisi di performance e movimento	83
4.1	Introduzione	83
4.2	Soggetti	84
4.3	Protocollo 1	85
4.3.1	Setup sperimentale	85
4.3.2	Protocollo sperimentale	87
4.3.3	Questionari	88
4.3.4	Analisi dati	89
4.3.5	Risultati	90
4.4	Protocollo 2	93
4.4.1	Setup sperimentale	93
4.4.2	Protocollo sperimentale	94
4.4.3	Analisi dati	94
4.4.4	Risultati	95
4.5	Protocollo 3	96
4.5.1	Setup sperimentale	96
4.5.2	Protocollo sperimentale	97
4.5.3	Analisi dati	97
4.5.4	Risultati	99
5	Attività supplementari	109
5.1	Progettazione e Caratterizzazione di un Sensore in Tessuto Intelligente per Riconoscere l'Intenzione Umana in Applicazioni Robotiche	109
5.1.1	Materiali e metodi	110
5.1.2	Progettazione del sensore	111
5.1.3	Caratterizzazione metrologica	114
5.1.4	Risultati	116
5.1.5	Conclusioni	122
5.2	To RANK: Robotic Ankle	123
5.2.1	Progettazione meccanica	123
5.2.2	Modello di controllo	126
5.2.3	Architettura del sistema	127
5.2.4	Test	127
5.2.5	Analisi dati	129

5.2.6	Risultati	130
5.2.7	Conclusioni	133
5.3	Nuovi esoscheletri attivi: progettazione, sviluppo e test su terreni complessi.	134
5.3.1	Progettazione meccanica dei due prototipi	134
5.3.2	Confronto tra S-RANK e M-RANK	137
5.3.3	Prove sperimentali	138
5.3.4	Protocollo sperimentale	138
5.3.5	Risultati	143
5.3.6	Conclusioni	147
5.4	Guanto strumentato per la misura dei sovraccarichi biomeccanici .	147
5.4.1	Metodi	148
5.4.2	Risultati e discussioni	156
5.4.3	Conclusioni	160
Conclusioni		161
Pubblicazioni		167
Ringraziamenti		169
Lista delle figure		171
Lista delle tabelle		177
Bibliografia		180
Appendice A		187

Sommario

L'obiettivo di questa tesi è la progettazione e lo sviluppo di SIDE, un esoscheletro indossabile biarticolare per l'arto superiore, progettato per fornire feedback aptico e destinato all'addestramento dei lavoratori in ambienti confinati. Le fasi di addestramento si svolgeranno in ambienti controllati utilizzando realtà virtuale (VR) o realtà aumentata (AR). L'idea è di combinare sistemi VR, già validati e presenti sul mercato, con un sistema capace di simulare le forze di interazione. Oltre ai classici feedback uditivi e visivi, verrà stimolata anche la percezione delle forze di interazione con l'ambiente circostante, fornendo un dispositivo di addestramento più completo, immersivo e sicuro per gli operatori. La prima parte di questa tesi è dedicata alla descrizione dell'arto superiore, sia dal punto di vista anatomico che cinematico. Nella seconda parte, vengono introdotti e classificati gli esoscheletri, la realtà virtuale e i sistemi aptici, concentrandosi sugli aspetti cruciali relativi al presente lavoro. Nella terza parte viene presentato il prototipo di SIDE e vengono analizzate nel dettaglio le specifiche tecniche e il modello utilizzato per lo studio dell'arto superiore. L'ultima parte è dedicata alla presentazione dei protocolli utilizzati per la validazione del dispositivo. Le metodologie utilizzate verranno spiegate in dettaglio e i risultati ottenuti verranno rivisti e commentati. La domanda di brevetto per l'esoscheletro SIDE è stata presentata nel novembre 2023 (Domanda di brevetto n. I0203595-MP).

Abstract

The aim of this thesis is to design and develop SIDE, a bi-articular wearable exoskeleton for the upper limb, created to provide haptic feedback and intended for training workers in confined spaces. The training sessions will be conducted in controlled environments using virtual reality (VR) or augmented reality (AR). The goal is to integrate established and market-ready VR systems with a device capable of simulating interaction forces. In addition to traditional auditory and visual feedback, the system will enhance the perception of interaction forces with the surrounding environment, offering a more comprehensive, immersive, and safer training experience for operators.

The first section of this thesis focuses on the anatomical and kinematic description of the upper limb. The second section introduces and classifies exoskeletons, virtual reality, and haptic systems, with an emphasis on the key aspects relevant to this project. The third section presents the SIDE prototype, detailing its technical specifications and the model used for studying the upper limb. The final section discusses the protocols used for validating the device, explaining the methodologies in depth and reviewing the results. The patent application for the SIDE exoskeleton was filed in November 2023 (Patent application No. I0203595-MP).

Introduzione

L'obiettivo di questa ricerca è la progettazione e lo sviluppo di SIDE, un esoscheletro biarticolare indossabile per l'arto superiore, progettato per fornire feedback aptico e destinato all'addestramento di lavoratori in ambienti confinati. Le fasi di addestramento si svolgeranno in ambienti controllati utilizzando realtà virtuale (VR) o realtà aumentata (AR). L'idea è di combinare i sistemi VR, altamente validati e già presenti sul mercato, con un sistema in grado di simulare le forze di interazione. Oltre ai classici feedback visivi e uditivi, sarà stimolata anche la percezione delle forze di interazione con l'ambiente circostante, offrendo così un dispositivo per l'addestramento degli operatori più completo, immersivo e sicuro.

La prima parte di questa tesi è dedicata alla descrizione dell'arto superiore, sia dal punto di vista anatomico che cinematica. Nella seconda parte vengono introdotti e classificati esoscheletri, sistemi di realtà virtuale e dispositivi aptici, con particolare attenzione agli aspetti cruciali legati al presente lavoro. Nella terza parte viene presentato il prototipo di SIDE, analizzandone nel dettaglio le specifiche tecniche e il modello utilizzato per studiare l'arto superiore. La quarta parte è dedicata alla presentazione dei protocolli utilizzati per la validazione del dispositivo. Le metodologie impiegate verranno descritte nel dettaglio e i risultati ottenuti saranno analizzati e commentati.

L'ultimo capitolo è dedicato ad una serie di attività supplementari, che integrano lo sviluppo di SIDE. Tra queste troviamo la progettazione di un sensore in tessuto in grado di riconoscere l'interazione umana con l'esoscheletro, in modo da fornire un feedback di forza che viene applicata dal soggetto che indossa il braccio robotico. Abbiamo anche lo sviluppo di due differenti esoscheletri di caviglia, con lo scopo di fornire assistenza al cammino. Infine, è stato presentato lo sviluppo di un guanto strumentato, con l'obiettivo di misurare sovraccarichi biomeccanici.

Glossario

CAD: Computer-aided design

COV: Coefficiente di variazione

FDM: modellazione a deposizione fusa

FSTP: Supporto finanziario a terze parti

GdL: Gradi di Libertà

IMU: Unità di misura inerziali

PLA: Acido polilattico

SPM: Mappaggio parametrico statistico

RA: Realtà aumentata

ROE: Gamma di estensione

ROM: Range di movimento

RV: Realtà virtuale

Capitolo 1

Arto superiore

Nel contesto dell'anatomia e della fisiologia del corpo umano, è essenziale introdurre il concetto di "posizione anatomica". Questa posizione di riferimento è fondamentale perché ci permette di comprendere la terminologia posizionale in modo coerente, indipendentemente dal gesto motorio eseguito dal soggetto.

La posizione anatomica (fig. 1.1) prevede il corpo umano in posizione eretta, con gli arti superiori distesi e liberi sui fianchi, le mani rivolte in avanti e gli arti inferiori uniti con i piedi paralleli. Questa posizione è utilizzata come punto di partenza per descrivere la posizione di vari segmenti corporei o il movimento di una parte del corpo rispetto a un'altra [1].



Figura 1.1: Posizione anatomica

1.1 Definizione piano e assi anatomici

Per semplificare ulteriormente la comprensione del movimento di un segmento corporeo rispetto a un altro, vengono utilizzati dei "piani anatomici immaginari". Questi piani sono perpendicolari tra di loro e aiutano a definire le direzioni dei movimenti e delle posizioni relative delle strutture anatomiche (fig. 1.2).

Si tratta di concetti fondamentali che costituiscono la base per chi si avvicina per la prima volta all'anatomia e alla fisiologia del corpo umano. L'utilizzo di una posizione di riferimento comune e di piani anatomici standardizzati facilita la comunicazione e lo studio accurato dell'anatomia umana [2].

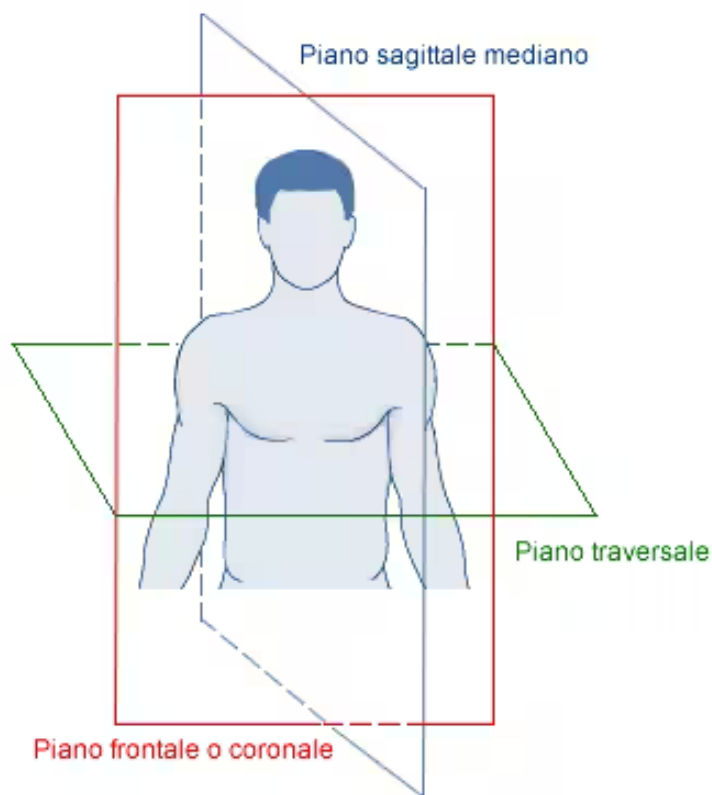


Figura 1.2: Piani anatomici

I piani anatomici principali sono:

- *Piano sagittale o mediano*: divide il corpo in due parti simmetriche (sinistra/destra);
- *Piano frontale o coronale*: attraversa il corpo dall'alto al basso, ad angolo retto con il piano sagittale, dividendo il corpo in due parti (anteriore/posteriore);
- *Piano trasversale o orizzontale*: perpendicolare agli altri due e che divide il corpo in due parti (superiore/inferiore).

Raramente i movimenti di un singolo arto avvengono su un solo piano ma, al contrario, essi si verificano su due o tre piani contemporaneamente, portando a dei movimenti complessi.

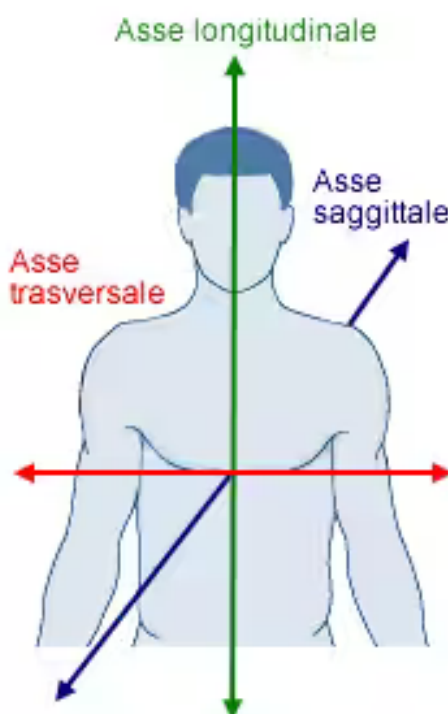


Figura 1.3: Assi anatomici

Per ogni piano può essere identificato un asse, associato ad una specifica articolazione (fig. 1.3):

- *Asse orizzontale o trasversale*: È perpendicolare al piano sagittale e consente movimenti di rotazione come, ad esempio, intrarotazione ed extrarotazione di un'articolazione.
- *Asse verticale o longitudinale*: È perpendicolare al piano trasversale e permette movimenti di adduzione e abduzione, come l'apertura e la chiusura delle braccia lungo il piano frontale.
- *Asse antero-posteriore o sagittale*: È perpendicolare al piano frontale e permette movimenti di flessione ed estensione, come piegare o estendere il gomito.

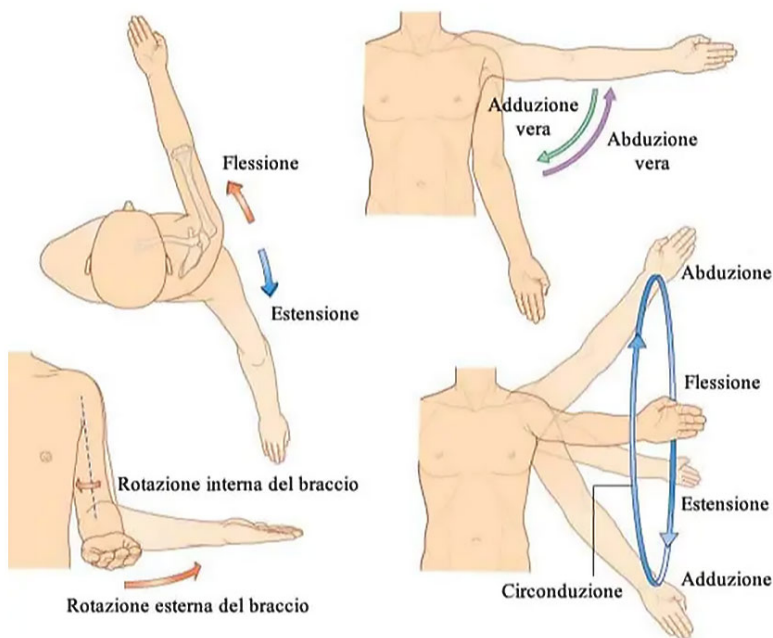


Figura 1.4: *Movimenti anatomici fondamentali*

La figura 1.4 rappresenta i movimenti fondamentali rispetto gli assi anatomici:

- *Flessione*: Piegamento di segmenti adiacenti nel piano sagittale in modo che le loro superfici si avvicinino, come piegare il braccio al gomito.
- *Estensione*: Movimento opposto alla flessione, in cui due superfici opposte si allontanano nel piano sagittale, un esempio è l'estensione completa del braccio.

- *Abduzione*: Movimento di un segmento corporeo sul piano frontale che lo allontana dalla linea mediana del corpo come, ad esempio, sollevare il braccio lateralmente lontano dal corpo.
- *Adduzione*: Movimento di un segmento corporeo sul piano frontale che lo avvicina alla linea mediana del corpo. Un esempio è abbassare il braccio lungo il fianco.
- *Intrarotazione*: Rotazione di un segmento di un arto attorno al suo asse longitudinale, in modo che la sua superficie anteriore ruoti verso la linea mediana del corpo, come ruotare l'anca o la spalla verso l'interno.
- *Extrarotazione*: Rotazione di un segmento di un arto attorno al suo asse longitudinale, in modo che la sua superficie anteriore si allontani dal piano della linea mediana del corpo. Un esempio è ruotare l'anca o la spalla verso l'esterno.

1.2 Anatomia arto superiore

L'arto superiore è estremamente importante poiché è coinvolto in una vasta gamma di attività di vita quotidiana, inclusi movimenti di precisione e manipolazione, ed è responsabile di gran parte delle azioni eseguite dalle mani.

La struttura scheletrica dell'arto superiore può essere suddivisa in quattro segmenti principali (fig. 1.5):

- *Scheletro della spalla*: Questo segmento è formato dalla scapola (omero), che è un'osso piatto e triangolare posizionato sulla parte posteriore e laterale del torace, e dalla clavicola (clavicola), un osso che collega lo sterno alla spalla. La faccia anteriore della scapola si adatta alla parte posteriore della gabbia toracica, mentre la faccia posteriore presenta una cresta chiamata spina della scapola, che termina in un robusto processo chiamato acromion, dove si articola la clavicola. Quest'ultima è un osso lungo a forma di "S" che si estende trasversalmente davanti alla prima costa e unisce il manubrio dello sterno all'acromion della scapola.
- *Scheletro del braccio*: È costituito dall'omero, un osso lungo e robusto che si estende dall'articolazione della spalla all'articolazione del gomito. L'omero si articola con la scapola all'estremità prossimale e con il radio e l'ulna all'estremità distale. La testa dell'omero è l'estremità prossimale ingrossata, mentre l'estremità distale ha due superfici articolari: una laterale, che si articola con la testa del radio, e una mediale, chiamata troclea, che si articola con l'ulna. Il radio è un osso lungo situato nella posizione laterale dell'avambraccio. Si

articola con l'omero, l'ulna e le ossa del carpo. Ha una testa all'estremità superiore che si articola con l'ulna e l'omero e un'estremità distale piatta con una faccetta articolare carpale.

- *Avambraccio*: Formato da due ossa: il radio e l'ulna. Il radio è l'osso esterno dell'avambraccio, mentre l'ulna è l'osso interno. Le due ossa consentono il movimento dell'avambraccio, come la rotazione della mano. L'ulna un'estremità ingrossata con una cavità detta incisura trocleare che si articola con l'omero. L'estremità distale ha una testa tondeggiante detta capitello dell'ulna, che si articola con il radio e il carpo attraverso un disco articolare.
- *Scheletro della mano*: La mano è divisa in tre segmenti. Il carpo è costituito da otto ossa corte su due file, che formano il polso. Il metacarpo è composto da cinque ossa lunghe chiamate metacarpali, che formano le ossa delle dita, e hanno una struttura cilindrica. Le falangi sono le ossa delle dita delle mani, ciascuna dito ha tre falangi, ad eccezione del pollice che ha solo due.

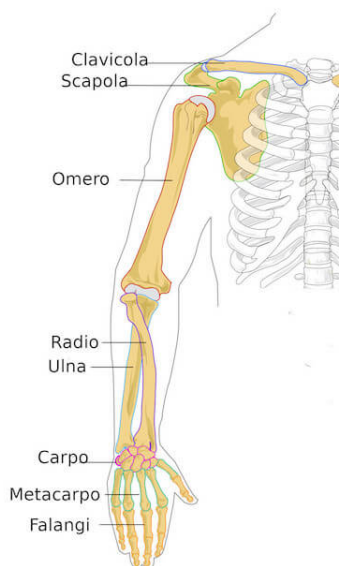


Figura 1.5: Struttura scheletrica arto superiore

Queste strutture scheletriche dell'arto superiore e della mano sono fondamentali per la presa, la manipolazione, la precisione dei movimenti e la realizzazione di numerose attività quotidiane. La complessa struttura delle articolazioni e delle ossa consente l'agilità e la dinamicità necessarie per il normale funzionamento dell'arto superiore [3].

1.3 Le articolazioni

L'ampia mobilità dell'arto superiore è resa possibile grazie alla compartecipazione di diverse articolazioni che lavorano insieme (fig. 1.6):

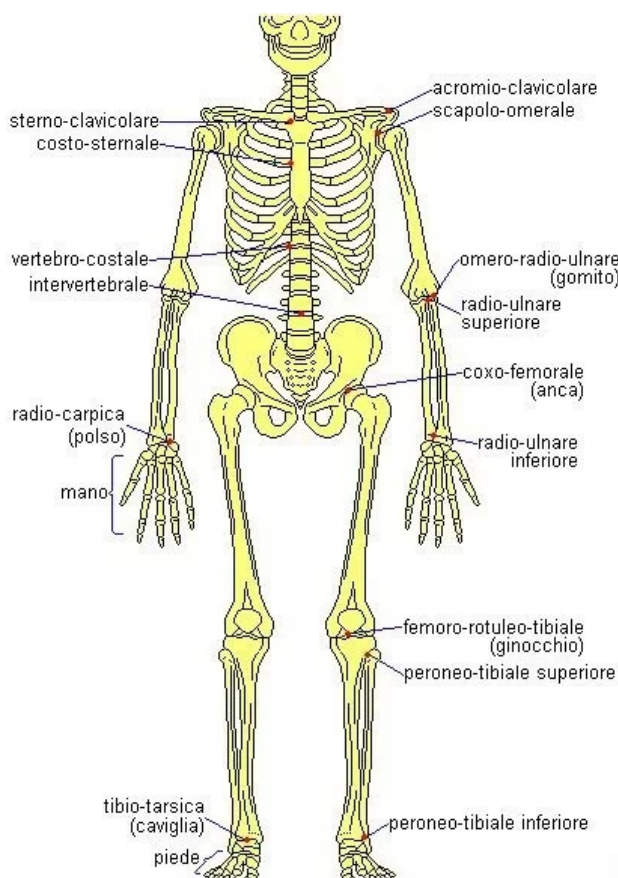


Figura 1.6: Articolazioni del corpo umano

- *Articolazione sterno-clavicolare:* Collega la clavicola al torace, consentendo una leggera mobilità dell'arto superiore in avanti, all'indietro e lateralmente. È responsabile della sollevazione e dell'abbassamento della clavicola durante i movimenti delle braccia.
- *Articolazione acromion-clavicolare:* Collega la clavicola allo scafoide dell'omero tramite l'acromion della scapola. Contribuisce alla stabilità della spalla e permette alcuni movimenti di scivolamento e rotazione della clavicola durante i movimenti dell'arto superiore.

- *Articolazione gleno-omeroale*: Questa è l'articolazione principale della spalla. Collega la testa dell'omero alla cavità glenoide della scapola. Offre una vasta gamma di movimenti, inclusi movimenti di flessione, estensione, abduzione, adduzione, rotazione e circonduzione del braccio.
- *Articolazione del gomito*: Coinvolge l'omero, l'ulna e il radio ed è responsabile dei movimenti di flessione ed estensione del braccio.
- *Articolazioni del polso*: L'articolazione del polso è composta da molte piccole articolazioni tra le ossa del carpo (carpali) e tra l'avambraccio e le ossa del carpo. Queste articolazioni permettono una varietà di movimenti di flessione, estensione e deviazione laterale del polso.

Ogni articolazione svolge un ruolo specifico nella mobilità dell'arto superiore e nel consentire una vasta gamma di movimenti che sono essenziali per le attività quotidiane e per compiti più complessi [4].

L'arto superiore umano ha 7 gradi di libertà (GdL) principali:

- 3 gradi di libertà nella spalla:
Flessione/Estensione
Abduzione/Adduzione
Intra/extra rotazione
- 1 grado di libertà nel gomito:
Flessione/Estensione
- 1 grado di libertà nell'articolazione radio-ulnare:
Pronazione/Supinazione
- 2 gradi di libertà nel polso:
Flessione/Estensione
Deviazione radiale/ulnare (abduzione/adduzione)

Questi gradi di libertà permettono un'ampia gamma di movimenti complessi, rendendo l'arto superiore estremamente versatile.

Capitolo 2

Esoscheletri, realtà virtuale e dispositivi aptici

2.1 Esoscheletri e dispositivi End-effector

Gli esoscheletri sono strutture meccaniche esterne al corpo umano che possono essere indossate e utilizzate in un vasto campo di applicazione, tra cui riabilitazione, potenziamento fisico e addestramento. Dal punto di vista meccanico, queste strutture possono essere classificate in due differenti categorie:

- *Dispositivi end-effector*: Sono progettati per interagire con l'ambiente circostante attraverso un'estremità, simile a una mano. Vengono spesso usati in applicazioni industriali, come l'assemblaggio di parti in una catena di montaggio. Tendono ad avere una struttura meccanica più semplice rispetto agli esoscheletri e non replicano direttamente la cinematica del corpo umano.
- *Esoscheletri*: Gli esoscheletri sono dispositivi indossabili che sono progettati per aderire all'arto umano, riproducendo la struttura anatomica e la cinematica dell'arto. Possono essere utilizzati per fornire supporto e assistenza nei movimenti dell'utente, sia per scopi terapeutici che per migliorare la forza e la mobilità.

L'utilizzo di dispositivi a feedback aptico nella riabilitazione è diventato sempre più comune negli ultimi anni. Questi dispositivi possono fornire un feedback sensoriale all'utente, come vibrazioni o pressioni, per aiutarlo a comprendere e migliorare i movimenti [5].

La riabilitazione assistita da robot può aiutare pazienti che hanno subito infortuni, ictus o patologie neurologiche a recuperare la forza e la mobilità, migliorando così la loro qualità di vita.

Gli avanzamenti nella tecnologia degli esoscheletri e dei dispositivi a feedback aptico stanno aprendo nuove possibilità nell'ambito della riabilitazione e dell'assistenza medica, consentendo agli individui di recuperare funzionalità e autonomia in modi innovativi.

2.1.1 Dispositivi End-Effector

I dispositivi end-effector sono progettati per vincolare il polso del soggetto e consentire un controllo diretto del segmento distale dell'arto, senza vincolare l'intera catena cinematica. Tale configurazione permette all'arto superiore di muoversi in modo adattativo alle diverse posizioni e stimoli forniti dal dispositivo. Questo tipo di dispositivi è particolarmente utile nella riabilitazione di pazienti con limitazioni di movimento. Il fatto che non vi sia un allineamento preciso tra gli assi dei giunti anatomici e quelli del robot è compensato dalla flessibilità dell'arto superiore, che può sfruttare i gradi di libertà dell'articolazione della spalla per adattarsi alle diverse situazioni.

Inoltre, i dispositivi end-effector sono ampiamente utilizzati nella riabilitazione di pazienti colpiti da disabilità o limitazioni di movimento, i quali spesso sfruttano la mobilità della spalla per compensare la perdita di mobilità delle articolazioni più distali, come il polso o la mano. Questi dispositivi consentono quindi un controllo mirato del segmento distale connesso al polso, facilitando il recupero di movimenti specifici e migliorando la funzionalità complessiva.

Robo-Mate

Il Robo-Mate è un dispositivo indossabile progettato per assistere i lavoratori nella movimentazione di oggetti pesanti [6]. E' dotato di una struttura composta da quattro moduli che insieme forniscono supporto e assistenza al corpo dell'operatore (fig. 2.1):

- *Modulo di tronco:* Progettato per applicare una forza di sostegno ai fianchi e alla parte superiore del corpo dell'operatore. Il carico applicato aiuta a ridurre le forze di compressione sulla parte bassa della schiena, contribuendo a prevenire possibili lesioni o affaticamento.
- *Modulo di braccia passivo:* Offre un supporto costante alle braccia dell'operatore. È progettato in modo da fornire un aiuto nella movimentazione degli oggetti pesanti, riducendo lo sforzo richiesto all'operatore durante l'azione.
- *Modulo di braccia attivo:* Questo modulo, a differenza del passivo, fornisce una portanza variabile alle braccia dell'operatore, potendo adattare l'assistenza in base al carico dell'oggetto che l'operatore sta sollevando, ottimizzando in questo modo il supporto fornito, al fine di ridurre l'affaticamento.

- *Modulo di interfaccia uomo-macchina:* Consente agli operatori di interagire con l'esoscheletro in modo intuitivo e efficiente. Potrebbe includere pulsanti, schermi o altre modalità di controllo che consentono all'operatore di regolare l'assistenza fornita dal dispositivo.



Figura 2.1: Rappresentazione del Robo-Mate

L'approccio del Robo-Mate è interessante perché utilizza moduli di braccia costituiti da parallelogrammi articolati che si collegano alla schiena dell'operatore e all'avambraccio. L'innovativo design permette al dispositivo di seguire il movimento dell'end-effector (la mano o la parte finale dell'arto), senza vincolare rigidamente la cinematica del braccio, in modo da fornire supporto e assistenza nella movimentazione degli oggetti, senza compromettere la libertà di movimento dell'operatore.

Questo tipo di tecnologia può avere applicazioni significative in settori come l'industria, la logistica e la movimentazione di materiali pesanti, contribuendo a migliorare la salute e la sicurezza dei lavoratori e a ottimizzare le attività lavorative.

MIT-MANUS

Il MIT-MANUS è stato uno dei primi dispositivi sviluppati per l'uso dei robot end-effector nella riabilitazione dei pazienti colpiti da ictus o altre patologie neurologiche che limitano l'uso degli arti superiori. È stato sviluppato presso il Massachusetts Institute of Technology (MIT) negli anni '90 ed è considerato uno dei precursori nella ricerca sulla riabilitazione robotica [7].

Questo dispositivo offre una piattaforma di riabilitazione basata su un braccio robotico con cinque gradi di libertà. L'interazione tra il paziente e il dispositivo

avviene attraverso un joystick che controlla i movimenti del polso e dell'avambraccio. Durante le sessioni di riabilitazione, al paziente viene richiesto di seguire determinati percorsi di movimento imposti dal sistema, mentre il robot può applicare forze resistive o di supporto per migliorare l'efficacia della riabilitazione (fig. 2.2).

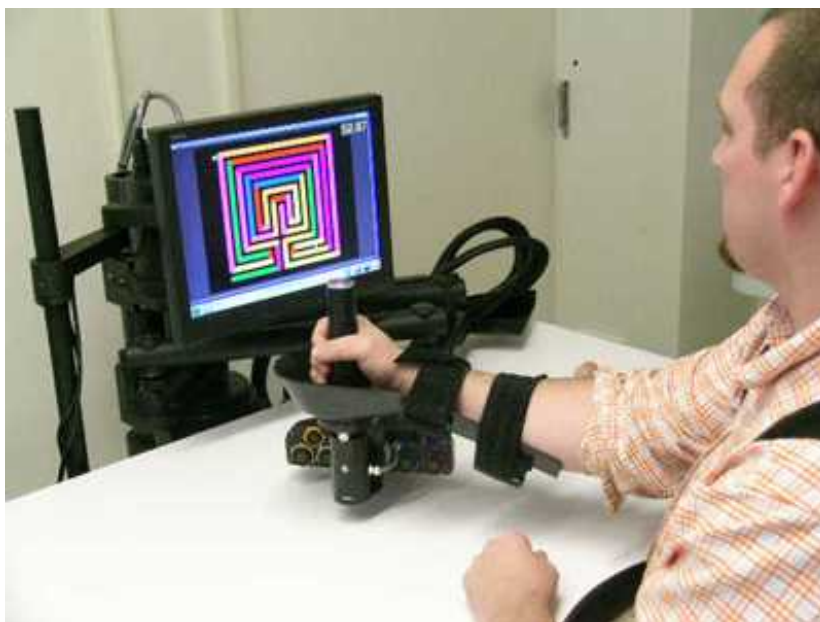


Figura 2.2: Robot MIT-MANUS

Uno dei vantaggi chiave di questo tipo di dispositivo è la sua semplicità meccanica rispetto ad altri sistemi di riabilitazione robotica. Poiché si concentra principalmente sui movimenti del polso e dell'avambraccio, evita la complessità legata alla cinematica dell'intero arto superiore, inclusa la giuntura della spalla. Questo semplifica la progettazione e l'implementazione del dispositivo.

Tuttavia ci sono anche alcuni svantaggi associati a questo approccio. Uno dei principali è che il dispositivo non consente il controllo indipendente di ogni segmento articolare dell'arto superiore, limitandosi ai movimenti del polso e dell'avambraccio. Questo può risultare insufficiente per alcune forme di riabilitazione o per pazienti con specifiche esigenze.

Inoltre, la sfida maggiore è garantire che il dispositivo adatti le forze applicate in modo adeguato alle esigenze specifiche del paziente, tenendo conto delle sue capacità motorie e dei progressi nella riabilitazione.

2.1.2 Esoscheletri

Gli esoscheletri sono dispositivi progettati per supportare e seguire i movimenti degli arti umani, questi sistemi sono in grado di simulare la cinematica dell'arto interessato, fornendo un supporto attivo ai movimenti dell'utente.

Al contrario dei dispositivi end-effector, gli esoscheletri offrono la capacità di controllare indipendentemente la posizione e l'orientamento dei segmenti articolari, il che li rende molto adatti per la riabilitazione e l'assistenza personalizzata. La loro progettazione è più complessa poiché devono adattarsi alle specifiche cinematiche dell'arto umano e garantire che gli assi dei giunti dell'esoscheletro siano allineati con quelli dei giunti anatomici [5].

Le varie tipologie di esoscheletri possono essere differenziate in base a diverse caratteristiche:

- *Gradi di libertà:* Possono avere un singolo grado di libertà, focalizzandosi su un particolare movimento articolare, oppure essere multipli, coprendo più movimenti e giunti.
- *Attuatori:* Gli attuatori sono responsabili di generare i movimenti dell'esoscheletro. Possono essere di diversi tipi, tra cui elettrici, pneumatici, idraulici o passivi, ciascuno con vantaggi e svantaggi specifici. Per questo motivo gli esoscheletri possono essere attivi (con la presenza di attuatori) o passivi, ovvero senza l'utilizzo di attuatori.
- *Giunti articolari:* Gli esoscheletri possono interessare una varietà di giunti, come spalla, gomito, polso, ginocchio, caviglia, ecc. A seconda degli obiettivi di riabilitazione o assistenza, i giunti coinvolti possono variare.
- *Applicazioni:* Possono essere utilizzati in diverse applicazioni, come assistenza nelle attività quotidiane, riabilitazione medica o addirittura in ambito militare per migliorare la forza e la resistenza umana.

Un'ulteriore classificazione significativa riguarda la suddivisione in esoscheletri non indossabili e indossabili, differenziandosi in base al modo con cui questi dispositivi sono integrati con il corpo umano:

- *Non indossabili:* Questi dispositivi sono solitamente fissati ad una struttura esterna, come una sedia a rotelle o una piattaforma di riabilitazione. L'utente si posiziona all'interno o in contatto con il dispositivo, ma non lo indossa direttamente.
- *Indossabili:* Sono progettati per essere indossati direttamente dal paziente, come un vestito o uno scheletro esterno, e si adattano all'anatomia umana per supportare ed amplificare i movimenti.

Queste categorie evidenziano come gli esoscheletri siano strumenti avanzati che offrono opportunità significative per la riabilitazione e l'assistenza, ma richiedono una progettazione e un'implementazione accurata per soddisfare le esigenze specifiche degli utenti.

2.1.3 Dispositivi non indossabili

Tali dispositivi possono essere ancorati a terra o comunque su un supporto fisso, il soggetto quindi deve restare fermo durante l'utilizzo. Questo ha il vantaggio di poter utilizzare configurazioni più ingombranti e pesanti, dal momento che il peso viene scaricato a terra e non sul soggetto. Quindi si possono usare anche soluzioni complesse, che richiedono più motori o comunque che necessitano di motori più potenti e di conseguenza più pesanti. Gli esoscheletri non indossabili, tuttavia, hanno una limitata mobilità, dato che devono essere necessariamente ancorati ad una base o un supporto fisso, questo ne limita l'uso in ambienti dove è richiesta una maggiore mobilità o la simulazione di scenari dinamici. Poiché l'utente non può muoversi liberamente nello spazio, l'esperienza di interazione con l'ambiente risulta meno immersiva, soprattutto in applicazioni come la realtà virtuale o la realtà aumentata, dove il movimento nel mondo simulato è cruciale.

ANYexo

ANYexo è un esoscheletro aptico non indossabile progettato per la riabilitazione dei pazienti che hanno perso parte della mobilità dell'arto superiore. Ha 6 gradi di libertà (3 per la spalla, per replicare i movimenti di flessione/estensione, abduzione/adduzione ed intra/extra rotazione; 1 per permettere la flessione e l'estensione del gomito; 2 per consentire la flessione/estensione e l'abduzione/adduzione del polso), il che significa che è in grado di compiere movimenti complessi in diverse direzioni. Il dispositivo è ancorato a terra, ma la sua catena cinematica, che è responsabile di seguire i movimenti del braccio dell'utente, ha origine da un giunto posizionato sopra la testa dell'operatore [8].

Ogni grado di libertà dell'ANYexo è azionato da un motore SEA (Series Elastic Actuator), che è un tipo di attuatore che utilizza un elemento elastico in serie per fornire un controllo in grado di simulare le proprietà del muscolo umano. L'interazione con il paziente avviene attraverso due punti di contatto: uno sul braccio e uno sul polso. Questi punti di contatto consentono al dispositivo di seguire i movimenti dell'arto superiore del paziente in modo da fornire un supporto attivo durante la riabilitazione (fig. 2.3).

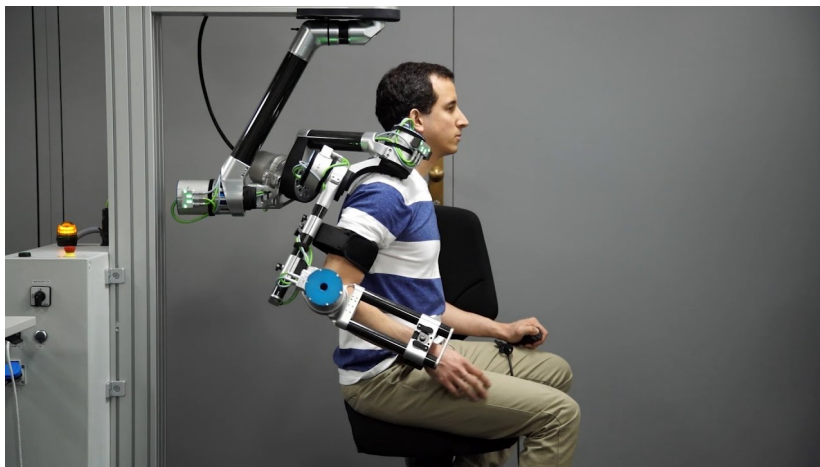


Figura 2.3: Rappresentazione dell'esoscheletro attivo non indossabile ANYexo

La progettazione di ANYexo presenta alcune caratteristiche notevoli:

- *Gamma di movimento:* Grazie ai suoi 6 gradi di libertà, questo dispositivo è in grado di coprire un ampio range di movimenti, il che lo rende adatto per una varietà di esercizi di riabilitazione che coinvolgono l'arto superiore.
- *Punti di contatto:* L'interfaccia con il paziente avviene tramite punti di contatto sul braccio e sul polso. Questi punti consentono al dispositivo di seguire accuratamente i movimenti dell'arto e di fornire un supporto adeguato durante la riabilitazione.
- *Controllo complesso:* Poiché ogni grado di libertà è azionato da un motore separato, il sistema di controllo deve essere molto sofisticato per coordinare e sincronizzare i movimenti dei diversi motori. Questo tipo di controllo complesso è necessario per garantire che l'ANYexo risponda in modo preciso ai movimenti del paziente.
- *Prevenzione delle collisioni:* L'ANYexo è dotato di un sistema che evita la collisione tra il motore posizionato vicino al deltoide del paziente e il suo viso. Questo è un aspetto importante per garantire la sicurezza e il comfort del paziente durante le sessioni di riabilitazione.

In sintesi, l'ANYexo rappresenta un avanzato esoscheletro aptico non indossabile con una progettazione complessa mirata alla riabilitazione dell'arto superiore. La sua capacità di seguire una vasta gamma di movimenti e il suo sistema di controllo sofisticato lo rendono uno strumento potente per assistere i pazienti nella loro riabilitazione.

ARMin

L'ARMin è un esoscheletro progettato per la riabilitazione dell'arto superiore. Nel corso dello sviluppo del progetto, sono state realizzate diverse versioni di questo dispositivo, ciascuna con miglioramenti e ottimizzazioni rispetto alla precedente. L'obiettivo di ARMin è quello di supportare i pazienti che hanno subito una perdita di mobilità nell'arto superiore a causa di lesioni o patologie [9].

Nella prima versione di ARMin, l'esoscheletro non indossabile aveva sei gradi di libertà, 4 attuati ed altri due passivi, in modo da permettere flessione/estensione del gomito ed i movimenti spaziali della spalla con altri tre gradi di libertà sui movimenti di flessione/estensione e di adduzione/abduzione. In questa versione, l'articolazione della spalla era attuata attraverso un meccanismo end-effector posto sulla struttura di supporto. D'altra parte, il gomito e il polso erano controllati da un dispositivo di tipo exoskeleton-based, permettendo al dispositivo di seguire la cinematica dell'arto interessato.

Tuttavia, questa prima versione presentava alcune limitazioni significative, come la scarsa indossabilità e la movimentazione non perfetta del centro spalla. Nel corso del tempo, il prototipo è stato soggetto a miglioramenti continui e ottimizzazioni, portando alla creazione della quarta versione, chiamata ARMin IV. In questa ottimizzazione, tutti e sei i gradi di libertà sono attuati, permettendo al dispositivo di replicare una più ampia gamma di movimenti dell'arto superiore. La struttura è stata resa più robusta per garantire maggiore stabilità e durata (fig. 2.4).

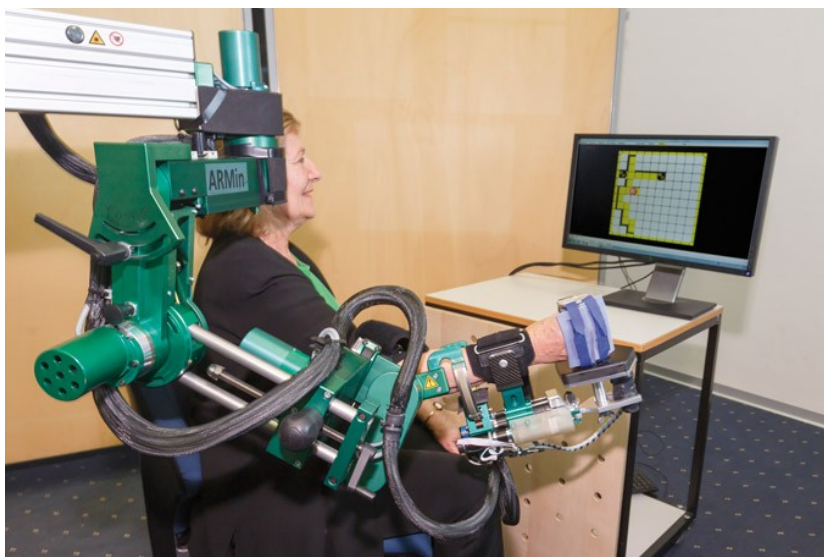


Figura 2.4: Rappresentazione dell'esoscheletro attivo non indossabile ARMin

Un aggiornamento chiave nella versione ARMin IV è l'aggiunta di un nuovo meccanismo eccentrico per risolvere il problema del movimento della spalla. Questo suggerisce che il dispositivo ha adottato un approccio diverso per affrontare la problematica del movimento della spalla rispetto alla prima versione, il che potrebbe aver portato a un miglioramento della naturalezza e della precisione dei movimenti riprodotti.

Nel complesso, l'evoluzione di ARMin attraverso diverse versioni evidenzia l'impegno nello sviluppo di un esoscheletro efficace per la riabilitazione dell'arto superiore. Gli aggiornamenti e le migliorie apportate nelle versioni successive sono volte a superare le limitazioni delle versioni precedenti e a fornire un dispositivo più adatto alle esigenze dei pazienti.

EXO-7

L'EXO-7 è un dispositivo per l'arto superiore sviluppato dall'Università della California Santa Cruz con l'obiettivo di fornire riabilitazione a pazienti con problemi motori. Questo esoscheletro è progettato per assistere e promuovere il recupero della mobilità dell'arto superiore, specialmente della spalla e del braccio, per coloro che hanno subito lesioni o patologie che hanno limitato i loro movimenti [10].



Figura 2.5: Rappresentazione dell'esoscheletro attivo non indossabile EXO-7

Le caratteristiche principali dell'EXO-7 includono:

- *Sette gradi di libertà:* L'ampio numero di gradi di libertà significa che questo dispositivo è in grado di riprodurre una vasta gamma di movimenti dell'arto superiore, come movimenti della spalla, del gomito e del polso.

- *Struttura ancorata a terra:* L'EXO-7 è fissato a una struttura ancorata a terra. Questa base supporta i motori che sono responsabili di controllare i movimenti della spalla e la rotazione interna ed esterna del braccio.
- *Posizionamento dei motori:* I primi motori, che richiedono una maggiore coppia per controllare la spalla, sono posizionati sulla parte superiore della struttura. I restanti tre motori, il cui valore di coppia richiesto è minore, sono invece posizionati vicino all'avambraccio.
- *Trasmissione del moto:* Il movimento generato dai motori viene trasmesso attraverso un sistema di cavi e pulegge, che consente di riprodurre in modo controllato e preciso i movimenti desiderati dell'arto superiore.
- *Configurazione aperta:* L'EXO-7 ha una configurazione aperta, il che significa che è progettato in modo da essere facilmente indossabile e da favorire la vestibilità dello stesso. Questa caratteristica è importante per garantire che il paziente possa indossare il dispositivo comodamente durante le sessioni di riabilitazione.

L'EXO-7 (fig.2.5) rappresenta un ulteriore esempio di avanzamento nella tecnologia degli esoscheletri per la riabilitazione. La sua progettazione mira a fornire una soluzione efficace e personalizzata per pazienti con problemi motori, consentendo loro di lavorare sulla riabilitazione dell'arto superiore attraverso movimenti controllati e assistiti.

La tabella 2.1 Mostra un confronto tra i dispositivi non indossabili appena descritti.

Tabella 2.1: Confronto tra i dispositivi non indossabili

Nome	Giunti coinvolti	GDL	Tipologia di attuatori	Applicazioni
ANYexo	Spalla Gomito	6 Attivi	Motori SEA	Riabilitazione
ARMin	Spalla Gomito Polso Mano	6 Attivi	Motore a Motore a spazzole a corrente continua	Riabilitazione Attiva e passiva
EXO-7	Spalla Gomito Polso	7 Attivi	Servomotori	Riabilitazione

2.1.4 Dispositivi indossabili

Questi dispositivi, noti anche come exoskeletons o exosuits, offrono notevoli vantaggi in termini di mobilità e interazione con l'ambiente circostante. Tuttavia, l'indossabilità introduce una serie di sfide progettuali che devono essere affrontate per garantire l'efficacia e la sicurezza del dispositivo:

- *Peso ridotto:* Poiché il dispositivo deve essere sopportato dall'operatore, il peso complessivo deve essere contenuto. Questo richiede l'uso di materiali leggeri nella costruzione e una progettazione ottimizzata per ridurre al minimo il peso del dispositivo.
- *Alimentazione e controllo:* Gli exoskeleton indossabili richiedono sistemi di alimentazione e controllo integrati. Questi sistemi devono essere leggeri e compatti per non limitare la mobilità dell'utente. La gestione dell'energia e la distribuzione dei cavi devono essere attentamente considerate.
- *Alta complessità progettuale:* Poiché il dispositivo deve adattarsi all'anatomia dell'utente e seguire i suoi movimenti in modo naturale, la progettazione richiede un livello più elevato di dettaglio e precisione. Ogni componente deve essere selezionato e posizionato per massimizzare l'efficienza e minimizzare l'ingombro.

Nonostante queste sfide, gli exoskeleton indossabili offrono una vasta gamma di applicazioni grazie alla loro elevata mobilità. Alcune di queste applicazioni includono:

- *Riabilitazione:* Aiutare i pazienti con danni neurologici o muscolari a riacquistare la mobilità e la forza.
- *Supporto fisico:* Consentire agli operatori di sollevare e spostare carichi pesanti riducendo il rischio di lesioni.
- *Applicazioni militari:* Migliorare la resistenza e la forza del personale militare durante le operazioni.
- *Addestramento:* Fornire un feedback tattile per l'addestramento di movimenti o posizioni specifiche.
- *Rieducazione posturale:* Contribuire a migliorare la postura e l'allineamento corporeo.

L'ampia varietà di possibili applicazioni rende gli exoskeleton indossabili una promettente area di ricerca e sviluppo, anche se richiedono un'approfondita progettazione e un'adeguata considerazione delle esigenze dell'utente e dell'ambiente in cui verranno utilizzati.

MATE

Il MATE è un esoscheletro indossabile sviluppato dall'azienda italiana Comau. L'obiettivo principale di questo dispositivo è fornire supporto agli operatori impegnati in lavori che richiedono movimentazione di carichi pesanti o attività che causano affaticamento delle braccia, come pose statiche prolungate (fig. 2.6). Il MATE è progettato per ridurre lo stress fisico e migliorare la sicurezza e la salute dei lavoratori impegnati in compiti faticosi e ripetitivi [11].

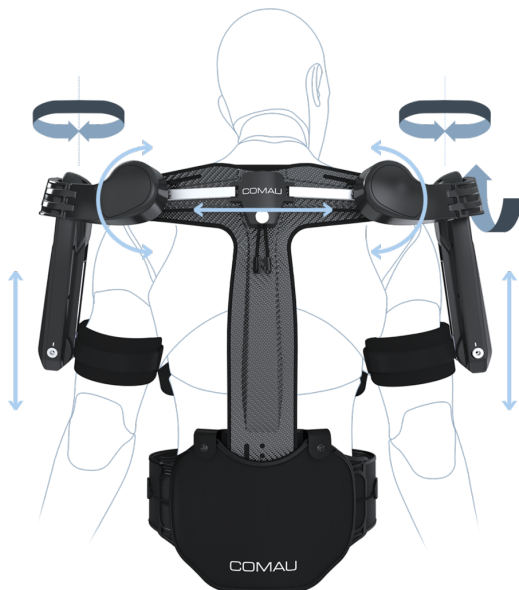


Figura 2.6: Rappresentazione dell'esoscheletro passivo indossabile MATE

Le caratteristiche principali di questo dispositivo sono:

- *Struttura leggera:* L'esoscheletro è progettato con una struttura leggera, pesa circa 3 kg. Questo è essenziale per garantire che l'operatore possa indossarlo senza essere gravato da un peso eccessivo, il che contribuisce a rendere il dispositivo comodo e pratico per l'uso.
- *Cinque gradi di libertà passivi:* Il MATE offre cinque gradi di libertà passivi, che consentono movimenti nelle direzioni controllate. I gradi di libertà passivi significano che il dispositivo non incorpora motori per generare attivamente i movimenti, ma piuttosto offre un supporto fisico per ridurre lo sforzo richiesto dall'utente durante la movimentazione.
- *Assenza di motori e controllo:* Una caratteristica distintiva del MATE è l'assenza di motori. Questo significa che non richiede un sistema di controllo

o alimentazione per il funzionamento. Il supporto viene fornito da un sistema di molle pretensionate che allevia il carico sulle braccia dell'operatore.

- *Supporto sulla spalla:* Offre supporto sul giunto della spalla, il che è particolarmente rilevante per ridurre lo stress durante la movimentazione di carichi pesanti o compiti che coinvolgono la parte superiore del corpo.
- *Sistema di regolazione:* Il dispositivo è dotato di un sistema di regolazione che consente di adattarlo alle dimensioni e alle preferenze dell'utente. Questo assicura che il MATE possa essere indossato comodamente e si adatti a una varietà di operatori.

Il MATE, quindi, rappresenta un approccio innovativo per affrontare le sfide legate ai lavori impegnativi e ripetitivi. La sua struttura leggera, l'assenza di motori e il sistema di supporto basato su molle lo rendono un dispositivo pratico e efficace per migliorare le condizioni di lavoro di coloro che svolgono attività fisiche impegnative.

Stuttgard Exo-jacket

Lo "Stuttgard Exo-jacket" è un dispositivo sviluppato per fornire assistenza nelle applicazioni industriali specifiche. Più precisamente, è stato progettato per facilitare l'installazione di cablaggi all'interno dei condotti di autobus da trasporto. Questo esoscheletro mira a supportare gli operatori nel compito fisicamente impegnativo di movimentare e installare carichi relativamente pesanti di materiale, che può arrivare fino a circa 32 kg [12]. E' dotato di 9 gradi di libertà: 6 per la spalla, 1 per il gomito e due per l'avambraccio.

Le caratteristiche più importanti di questo dispositivo sono:

- *Assistenza nei movimenti di spalla e gomito:* L'esoscheletro offre un supporto attivo nei movimenti di flessione ed estensione dei giunti di spalla e gomito. Questi movimenti sono spesso richiesti durante l'installazione di cablaggi o simili attività industriali.
- *Scarico del peso:* Uno degli aspetti chiave di questo dispositivo è la capacità di scaricare parte del peso che grava sulla spalla dell'operatore. Ciò riduce l'affaticamento muscolare e l'accumulo di stress su quest'area durante il lavoro.
- *Applicazione specifica:* L'obiettivo principale dell'Exo-jacket è agevolare l'installazione di cablaggi nei condotti di autobus da trasporto. Questo dimostra come l'uso di esoscheletri possa essere mirato a risolvere problemi specifici in determinati contesti industriali.
- *Interazione cinematica:* Il progetto si è concentrato sulla sfida dell'interazione cinematica tra la spalla umana e l'esoscheletro. Questo suggerisce che

la progettazione ha considerato attentamente come il dispositivo può adattarsi ai movimenti naturali del corpo dell'operatore per fornire il supporto adeguato.

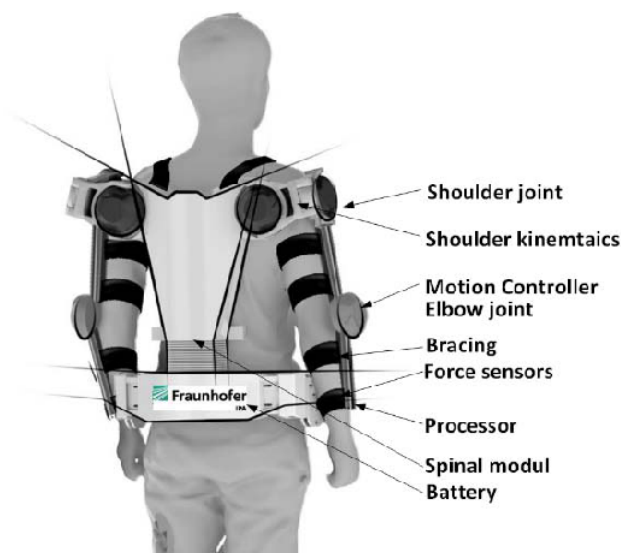


Figura 2.7: Rappresentazione dell'esoscheletro passivo indossabile Stuttgart Exo-jacket

In sintesi, il "Stuttgart Exo-jacket" è un esempio di come gli esoscheletri possano essere sviluppati e adattati per applicazioni industriali specifiche. Offre un supporto attivo ai movimenti di spalla e gomito, contribuendo a ridurre l'affaticamento muscolare e a migliorare le condizioni di lavoro per gli operatori impegnati in compiti fisicamente impegnativi. La progettazione focalizzata sull'interazione cinematica evidenzia come gli esoscheletri industriali possano essere progettati per integrarsi in modo naturale con i movimenti dell'utente.

EksoVest

L'EksoVest (fig.2.8) è un esoscheletro passivo sviluppato da Ekso Bionics. Questo dispositivo è progettato per essere indossato sulla parte superiore del corpo e ha l'obiettivo di ridurre il carico e l'affaticamento dei lavoratori impegnati nella movimentazione di carichi pesanti. L'EksoVest offre un supporto parziale al carico portato dall'operatore, in particolare quando il carico si trova al di sopra del livello delle spalle dorsale [13].



Figura 2.8: Rappresentazione dell'esoscheletro passivo indossabile EksoVest

Importanti caratteristiche dell'EksoVest includono:

- *Supporto parziale al carico:* L'esoscheletro è progettato per distribuire parte del peso dei carichi sopra il livello delle spalle, contribuendo così a ridurre lo sforzo richiesto al lavoratore. Questo supporto può essere particolarmente benefico durante la movimentazione di oggetti pesanti o quando il carico deve essere sollevato al di sopra delle spalle.
- *Carattere passivo:* L'EksoVest è definito come "passivo", il che significa che non incorpora motori attivi per generare movimenti. Invece, sfrutta principi di meccanica ed ergonomia per offrire supporto al corpo dell'operatore.
- *Riduzione del carico sulla spina dorsale:* Uno dei risultati chiave dei test è stata la rilevante riduzione del carico sulla spina dorsale degli operatori che utilizzavano l'EksoVest. Questo è un vantaggio importante in termini di salute e sicurezza sul posto di lavoro, contribuendo a prevenire affaticamento e potenziali lesioni.

Questo dispositivo è stato sottoposto a test delle performance in cui è stato simulato un ambiente lavorativo in cui gli operatori devono movimentare carichi al di sopra delle spalle. I risultati hanno dimostrato una significativa riduzione del

carico sulla spina dorsale degli operatori che indossavano l’EksoVest. Il supporto fornito dall’esoscheletro contribuisce a ridurre lo sforzo richiesto agli operatori e può avere un impatto positivo sulla loro salute e benessere sul posto di lavoro.

La tabella 2.2 Mostra un confronto tra i dispositivi indossabili appena descritti.

Tabella 2.2: *Confronto tra i dispositivi indossabili*

Nome	Giunti coinvolti	GDL	Tipologia di attuatori	Applicazioni
MATE (Comau)	Spalla	5 Passivi	Sistema di molle pre-tensionate	Assistenza
Stuttgart Exo-jacket	Spalla Gomito	9 Passivi 3 Attivi	Motore a CC con meccanismi a molle	Assistenza
EksoVest	Spalla	5 Passivi	Sistema a molle	Assistenza

2.2 La realtà virtuale

La realtà virtuale (RV) è una tecnologia che consente agli utenti di immergersi in un ambiente simulato, spesso attraverso l’uso di dispositivi come occhiali o visori VR. Questi dispositivi sono progettati per creare un’esperienza sensoriale coinvolgente che può includere la vista, l’udito e talvolta il tatto. La realtà virtuale cerca di trasportare gli utenti in un mondo simulato che può essere completamente diverso dalla realtà fisica o una rappresentazione simulata della realtà stessa [14].

Ecco alcuni degli elementi chiave della realtà virtuale:

- *Visore o occhiali VR:* Gli utenti indossano visori o occhiali speciali che coprono gli occhi e mostrano immagini o video in 3D. Questi dispositivi possono variare in complessità, dai visori più semplici che utilizzano uno smartphone come schermo alla realtà virtuale ad alta fedeltà che richiede visori più sofisticati con monitor integrati.
- *Tracciamento del movimento:* La RV può includere sensori di tracciamento del movimento per monitorare i movimenti del corpo dell’utente e rifletterli nell’ambiente virtuale, consentendo agli utenti di interagire con l’ambiente virtuale utilizzando gesti e movimenti fisici.
- *Audio 3D:* La realtà virtuale spesso include un’esperienza audio 3D che si adatta all’ambiente virtuale. Ciò significa che i suoni sembrano provenire da diverse direzioni, migliorando l’immersione dell’utente.

- *Controlli interattivi:* Molti dispositivi RV sono dotati di controller o altri dispositivi di input che consentono agli utenti di interagire con gli oggetti nell'ambiente virtuale. Questi controller possono variare da semplici telecomandi a dispositivi più complessi con rilevamento dei movimenti.

La realtà virtuale viene utilizzata in una vasta gamma di settori, tra cui giochi, formazione, simulazioni, medicina, design industriale e intrattenimento. Può essere utilizzata per addestrare persone in ambienti virtuali sicuri, testare prototipi di prodotti in modo virtuale o fornire esperienze di gioco immersivo. Alcuni esempi già presenti in commercio sono: l'Oculus Rift (fig. 2.9), Playstation VR, Samsung Gear VR e HTC Vive. Tali dispositivi vengono utilizzati per immergere il giocatore nell'ambiente di gioco, per simulare, in ambienti protetti e controllati, condizioni ansiogene a pazienti che soffrono di problemi di ansia e per visite virtuali a siti archeologici, musei o monumenti.



Figura 2.9: Visore per realtà virtuale Oculus Rift

È importante notare che la realtà virtuale differisce dalla realtà aumentata (RA), in cui gli elementi virtuali sono sovrapposti alla vista del mondo reale anziché sostituirlo completamente. Entrambe le tecnologie hanno applicazioni uniche e stanno evolvendo rapidamente in vari settori.

2.3 Sistemi aptici

Un'interfaccia aptica è un dispositivo che permette all'utente di percepire sensazioni tattili durante un'interazione con un ambiente virtuale o un oggetto re-

moto, offrendo una feedback tattile bidirezionale, ovvero una percezione di forze, movimenti, vibrazioni o altre sensazioni tattili. Questi stimoli vengono applicati all'utente attraverso sensori, attuatori o altri mezzi tecnologici.

Le interfacce aptiche sono utilizzate in situazioni in cui l'utente interagisce con un ambiente virtuale o un oggetto remoto come, ad esempio, in simulazioni virtuali, giochi, addestramento militare, chirurgia robotica, manipolazione remota di materiali pericolosi e molte altre applicazioni [15].

Un aspetto importante delle interfacce aptiche è la bidirezionalità, ovvero la capacità di ricevere input dall'utente e di fornire output tattile in risposta. Questo significa che l'utente non solo può percepire il feedback tattile dall'ambiente virtuale o dall'oggetto remoto ma anche influenzare l'ambiente o il dispositivo attraverso la sua interazione.

Inoltre, le interfacce aptiche utilizzano una varietà di tecnologie per generare feedback tattili, come attuatori pneumatici o elettromeccanici per la forza, motori per le vibrazioni, dispositivi di rilevamento di posizione e movimento per il tracciamento e sensori di forza per rilevare la pressione esercitata dall'utente.

Queste interfacce hanno applicazioni in diversi settori, tra cui l'industria, la medicina, la realtà virtuale, la simulazione, l'arte digitale e molto altro; infatti possono essere utilizzate per addestrare operatori in un ambiente virtuale realistico, per eseguire interventi chirurgici da remoto con precisione o per migliorare l'esperienza di gioco in realtà virtuale. In generale, le interfacce aptiche svolgono un ruolo cruciale nell'arricchire le interazioni umane con il mondo virtuale o con oggetti remoti, consentendo agli utenti di percepire e influenzare in modo più naturale e immersivo il loro ambiente di lavoro o di gioco.

2.3.1 Tipologia di dispositivi aptici

La classificazione dei dispositivi aptici, ovvero dispositivi progettati per interagire con il senso del tatto o del movimento, può variare a seconda di diversi fattori, tra cui la loro funzione, la tipologia di input/output e la specifica applicazione [16].

Dispositivi Tattili

- *Tactile Feedback Devices*: Forniscono un feedback tattile all'utente. Possono includere vibrazioni, pressioni o cambiamenti nella superficie per simulare la sensazione del tatto. Esempi comuni sono i controller di gioco con feedback aptico e i telefoni cellulari che vibrano (fig. 2.10).
- *Tactile Sensors*: Questi dispositivi sono progettati per rilevare il tatto o la pressione. Possono essere utilizzati in applicazioni come schermi touchscreen, pannelli di controllo sensibili al tocco e guanti aptici.

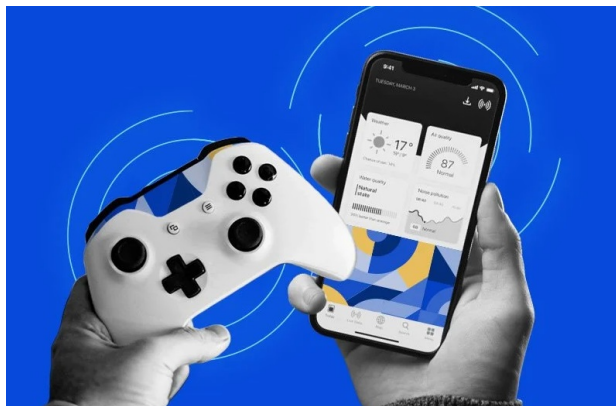


Figura 2.10: Tactile Feedback Devices

Dispositivi di Movimento Aptico

- *Haptic Motion Controllers*: Consentono agli utenti di interagire con ambienti virtuali o simulazioni attraverso il movimento. Tra questi troviamo controller di realtà virtuale (VR) che tracciano il movimento delle mani e dei polsi (fig. 2.11).
- *Exoskeletons Aptici*: Sono dispositivi indossabili che possono aiutare le persone a svolgere attività fisiche migliorando o amplificando i loro movimenti. Sono utilizzati in settori come la riabilitazione e l'industria.



Figura 2.11: Haptic Motion Controllers

Dispositivi di Feedback Aptico Avanzato

- *Haptic Gloves*: Sono guanti aptici dotati di sensori tattili e attuatori che consentono agli utenti di "sentire" oggetti virtuali o di interagire con ambienti digitali in modo più realistico.
- *Haptic Vests*: Questi indumenti sono progettati per fornire feedback aptico su diverse parti del corpo, consentendo agli utenti di percepire stimoli tattili provenienti da diverse direzioni (fig. 2.12).



Figura 2.12: Haptic Vest

Dispositivi Aptici in Medicina e Riabilitazione

- *Protesi e Ortesi Aptiche*: Questi dispositivi sono utilizzati per ripristinare o migliorare la funzionalità delle persone con disabilità. Possono includere protesi per gli arti o ortesi per il sostegno del movimento.

I dispositivi aptici, inoltre, possono essere progettati per applicazioni specifiche, come simulazioni di addestramento militare, giochi, realtà virtuale, chirurgia robotica, e molto altro.

La classificazione dei dispositivi aptici può essere ulteriormente suddivisa in base a criteri specifici, come il tipo di feedback (vibrazioni, pressione, calore, etc.) o la tecnologia utilizzata (elettrotattile, pneumatica, ecc.). Inoltre, la continua evoluzione tecnologica sta portando all'emanazione di nuovi dispositivi aptici con funzionalità sempre più avanzate e interazioni più realistiche.

Capitolo 3

Progetto SIDE

3.1 Il problema degli infortuni sul lavoro

Prevenire i rischi e gli infortuni sul lavoro è un argomento molto importante ai fini di ricerca. Sebbene negli ultimi anni ci sia stato un grande sviluppo dal punto di vista tecnologico, i casi di infortuni sul lavoro, anche con esito mortale, sono in continua crescita. Le denunce di infortunio sul lavoro presentate nell'anno 2023 sono state 585.356, registrando una diminuzione del 16,1% rispetto al 2022. Tra queste, 1.041 hanno avuto esito mortale, mostrando una riduzione del 4,5%. Al contempo, si è verificato un incremento del 19,7% nelle patologie di origine professionale, che sono state 72.754. Nel dettaglio, a livello nazionale, si è osservato un calo significativo nei casi di infortunio in occasione di lavoro, passando da 607.806 nel 2022 a 491.165 nel 2023 (-19,2%). Gli infortuni in itinere, invece, sono aumentati del 4,7%, passando da 89.967 a 94.191. [17]. La causa principale di questi incidenti è dovuta ad un addestramento dei lavoratori non adeguato o incompleto; l'articolo 37 del D.Lgs. del 81/2008 indica, infatti, gli obblighi fondamentali in materia.

Uno dei limiti legati all'addestramento dei lavoratori nei luoghi di lavoro consiste nella difficoltà di riprodurre possibili scenari che potrebbero presentarsi nel corso dell'attività lavorativa. Da questo punto di vista, la realtà virtuale (RV) è stata recentemente utilizzata come strumento valido per aumentare la capacità dei lavoratori di saper riconoscere ed evitare i rischi connessi all'attività lavorativa.

Le tecnologie di realtà virtuale consentono ai lavoratori di apprendere nel comfort del proprio spazio personale. Ad esempio, un lavoratore potrebbe imparare a utilizzare un'attrezzatura o a seguire delle procedure di sicurezza utilizzando la realtà virtuale a casa. Tuttavia, ci sono situazioni di formazione che devono necessariamente svolgersi in presenza di istruttori in quanto devono fornire un feedback tempestivo sulle prestazioni dell'operatore e avvisarlo di problemi che potrebbe riscontrare, comprese le tendenze negative nelle loro prestazioni.

Le tecnologie VR alterano le percezioni degli utenti in modo tale da essere sostituite o mescolate con l'output di un programma per computer. Esistono diversi elementi delle esperienze di realtà virtuale suddivisi in base al grado di percezione sensoriale dell'utente.

Esistono display RV montati sulla testa con cuffie, indumenti tattili indossabili e attrezzature che consentono all'utente di camminare liberamente (fig. 3.1).



Figura 3.1: Strumenti per realtà virtuale

La realtà virtuale non si limita solo ad un feedback visivo, poiché i sensi dell'udito, del tatto e dell'olfatto possono essere simulati tecnologicamente. Inoltre, la progettazione di contenuti virtuali di alta qualità migliora notevolmente le esperienze di formazione della RV [18].

Dopo un'attenta analisi bibliografica, è emerso che non esistono esoscheletri aptici portatili in grado di fornire un feedback di forza sui giunti di spalla e gomito, che possano essere utilizzati per l'addestramento dei lavoratori in un ambiente di realtà virtuale. Infatti, la maggior parte dei dispositivi presenti in commercio vengono utilizzati principalmente per aumentare le performance del lavoratore come, ad esempio, nel sollevamento di carichi pesanti. Gli strumenti in grado di fornire un feedback aptico, invece, sono connessi ad un frame esterno e non permettono la portabilità del dispositivo, rendendo impossibile il loro utilizzo nelle simulazioni di attività lavorative che richiedono, in fase di training, un'elevata mobilità del lavoratore.

Il progresso tecnologico ha consentito lo sviluppo di dispositivi aptici come maglie indossabili o cinture per l'ergonomia, guanti sensorizzati utili al training di attività manuali come la chirurgia e dispositivi robotici per arti superiori ed inferiori.

Zhang et al. hanno realizzato un esoscheletro fisso per il gomito ad un grado di libertà [19], utilizzato a scopi riabilitativi, in grado di fornire un feedback di forza all'utente (fig. 3.2).

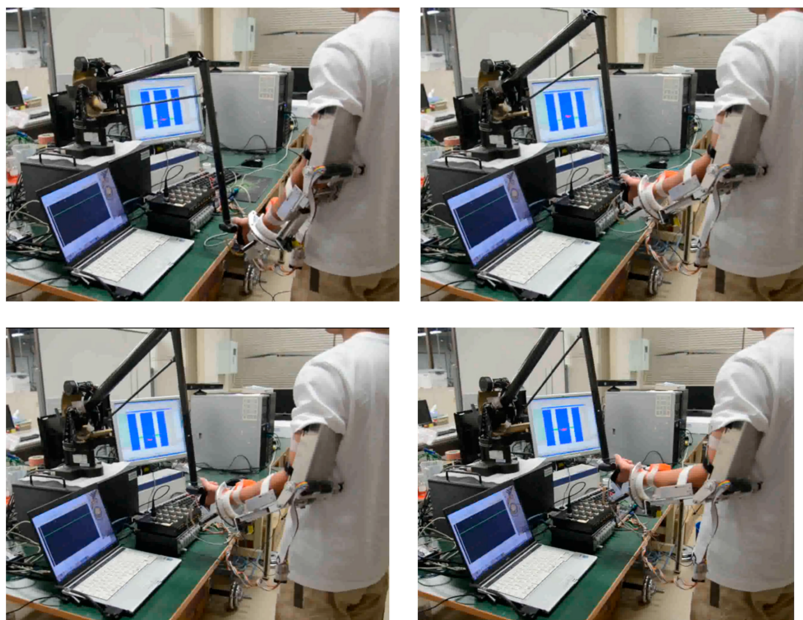


Figura 3.2: Esoscheletro non indossabile ad un GDL

Il limite principale del progetto proposto da Zhang et al. è quello di avere un dispositivo fisso, quindi impossibile da utilizzare nell'ambito dell'addestramento dei lavoratori, in quanto questo richiede la completa mobilità in fase di training. Inoltre anche il ridotto numero di gradi di libertà rappresenta un ostacolo per un feedback aptico sull'intero arto superiore.

In quest'ottica, lo scopo del presente progetto mira a sviluppare e validare un esoscheletro indossabile a 4 gradi di libertà per l'arto superiore, in grado di fornire un feedback aptico. L'aggiunta di feedback in termini di forza è particolarmente importante poiché può migliorare l'esperienza dell'utente e consentire una migliore interazione tra il soggetto e l'esoscheletro, rendendo il dispositivo più adatto sia per scopi riabilitativi che per l'addestramento dei lavoratori.

3.2 SIDE

Questo progetto di ricerca ha come obiettivo principale la realizzazione di un esoscheletro indossabile, bi-articolare e che potesse essere interfacciato con un sistema di realtà virtuale. Tale dispositivo è in grado di fornire feedback aptici in diversi scenari di interazione tra l'esoscheletro e l'arto superiore umano. In questo modo si porterebbe ad un significativo aumento dell'efficacia delle sessioni di addestramento in un ambiente controllato di realtà virtuale.

Il lavoro congiunto della RV con le tecnologie aptiche può portare allo sviluppo di sistemi di training con lo scopo della riduzione di rischi ed infortuni sul lavoro. Difatti, la realtà virtuale permette la creazione di scenari realistici simulati, mentre le tecnologie aptiche garantiscono un feedback di forza che simula la percezione naturale tattile dell'operatore durante l'utilizzo di strumenti di lavoro.

Queste simulazioni possono guidare l'operatore verso posture ergonomiche ed azioni corrette, limitando i sempre più diffusi infortuni.

Il progetto mirava alla realizzazione di SIDE (SIMulated Dynamics Exoskeleton), ovvero un esoscheletro di dinamica simulata che viene utilizzato come interfaccia aptica per operatori immersi in scenari di realtà virtuale o realtà aumentata. Tale progetto è stato finanziato all'interno della call nazionale "BRIC 2019" dall'INAIL e vede come partner l'Università della Tuscia, l'Università Sapienza di Roma, l'Università Niccolò Cusano di Roma e la Federico II di Napoli.

Il dispositivo che realizzato è un sistema robotico indossabile capace di assecondare l'operatore nel movimento di spalla e gomito applicando, allo stesso tempo, un livello di sollecitazione realisticamente proporzionale alle situazioni presenti nella realtà virtuale.

Dovendo essere un dispositivo portatile, uno degli obiettivi principali consiste nella riduzione del peso, per questo motivo il dispositivo è stato realizzato con materiali leggeri, utilizzando tecniche di additive manufacturing. SIDE può essere utilizzato dai lavoratori in ambienti confinati e controllati durante le fasi di addestramento in attività ad alto rischio in ambienti di realtà virtuale, permettendo l'addestramento del lavoratore nella gestione di situazioni di pericolo, difficilmente riproducibili nella realtà, non soltanto sfruttando i sensi della vista e dell'udito, ma esaltando la sensazione aptica attraverso i feedback di forza. Tali feedback sono forniti sia sul giunto del gomito che sul giunto di spalla, il quale è uno dei punti maggiormente coinvolti nei disturbi muscolo-scheletrici legati ad infortuni sul posto di lavoro.

3.2.1 Analisi dei requisiti

Prima di procedere con la progettazione meccanica, sono stati fissati una serie di vincoli fondamentali per la realizzazione di SIDE:

- *Compatibilità tra la cinematica dell'arto superiore umano e dell'esoscheletro:*
La spalla è l'articolazione più complessa che si possa trovare nel corpo umano, di conseguenza, trovare una soluzione che possa replicare tutti i suoi movimenti fisiologici è altrettanto complicato. Questo ha portato alla prima decisione da prendere: progettare un sistema indossabile basato su un end-effector o un esoscheletro. Optare per il primo sistema avrebbe evitato di replicare i movimenti fisiologici dell'arto umano, sacrificando alcune funzionalità importanti che saranno analizzate successivamente. Scegliere un esoscheletro significa progettare una struttura che segua l'anatomia del braccio

umano, cercando il più possibile di allineare gli assi di rotazione del dispositivo con quelli delle articolazioni umane. In entrambi i casi, la scelta del modello utilizzato per studiare i movimenti della spalla sarà quindi di cruciale importanza.

- *Mobilità e indossabilità:*

Per essere portatile, il dispositivo non può essere eccessivamente pesante, deve essere facilmente indossabile per l'operatore e adattabile (in termini di lunghezza dei segmenti articolari) a seconda dell'utente. Tutte queste disposizioni sono necessarie per aumentare la mobilità del dispositivo in modo che non influisca su quella dell'operatore. Per migliorare ulteriormente l'ampiezza dei movimenti, sono state considerate strutture cinematiche che evitano configurazioni di singolarità.

- *Interazione uomo-macchina*

Un altro punto critico è come interfacciare l'esoscheletro con l'arto superiore umano, considerando dove e come SIDE dovrebbe essere attaccato al braccio. La connessione tra i due dovrebbe garantire un uso sicuro, ergonomico e confortevole del dispositivo. Dovrebbe essere anche facile da indossare. È consigliabile posizionare i vari punti di contatto in aree del corpo dove c'è una alta tolleranza al dolore causato dalla pressione. È fondamentale evitare le aree con tessuti particolarmente morbidi per ottenere un accoppiamento più stabile e un migliore trasferimento delle forze.

- *Scelta dei motori e dei sistemi di trasmissione:*

Il posizionamento ed il tipo di motori da adottare influenzeranno in larga misura il risultato, così come la scelta dei sistemi di trasmissione della potenza. Le soluzioni da adottare dovrebbero garantire un peso ridotto per minimizzare l'inerzia risultante, bassa frizione e un gioco meccanico (kickback) trascurabile.

3.3 Cinematica dell'arto superiore

Per studiare la cinematica dell'arto superiore e trovare una struttura che segua i suoi movimenti, è stato utilizzato il modello biomeccanico che meglio approssima la cinematica dei vari segmenti del corpo in considerazione. Nella letteratura sono presenti diversi modelli utilizzati per rappresentare l'arto superiore [20], [21], [22], a seconda del tipo di dispositivo da progettare. Parasuraman et al. [23] hanno proposto un modello dell'arto superiore con 7 GdL e un modello per la mano con 11 GdL. Il loro modello non considera i movimenti centrati sulla spalla dovuti alla clavicola e alla scapola. L'articolazione gleno-omeroale è modellata come 3 articolazioni rotanti concentrate in un'articolazione sferica con il centro di rotazione

situato al centro della testa dell'omero. I modelli del gomito e del polso hanno rispettivamente 1 e 3 GdL. Q. Xie et al.[24] hanno proposto un modello dell'arto superiore per migliorare la pianificazione della traiettoria dei robot per la riabilitazione. Il modello ha 13 GdL, includendo 9 GdL per il complesso della spalla, 2 GdL per il gomito e 2 GdL per il polso.

È necessario identificare il numero di segmenti e il numero di gradi di libertà di ogni articolazione. I segmenti studiati e modellati sono quelli tra la spalla e il gomito, escludendo l'articolazione acromion-clavicolare. Partendo dalla spalla, a il cingolo scapolare è stato considerato come due cerniere in serie; l'articolazione gleno-omeroale è stata modellata come un'articolazione a sfera con tre gradi di libertà: flessione ed estensione, abduzione e adduzione, intra-extra rotazione.

Il gomito, collegato alla spalla attraverso l'omero, è stato modellato come una semplice cerniera con un grado di libertà (GdL), quindi capace solo di movimenti di flessione ed estensione. In realtà, il gomito ha anche un altro grado di libertà "fittizio", quello relativo all'intra-extra rotazione. Si dice fittizio perché non è esattamente il gomito che ruota attorno all'asse dell'ulna, ma questo movimento è dato dalla sovrapposizione dell'ulna con il radio. L'esoscheletro presentato in questa tesi è in contatto con l'avambraccio vicino al gomito, non essendo influenzato dalla pronosupinazione della mano. Pertanto, il modello utilizzato non tiene conto di questo movimento.

Per studiare il problema cinematico delle articolazioni della spalla e del gomito, è stato adottato un modello che semplifica la cinematica delle articolazioni mantenendo una buona affinità con l'anatomia e la fisiologia reale dell'arto superiore umano.

Nella Figura 3.3 possiamo osservare il modello, che include:

- i. Il cingolo scapolare, modellato come due giunti rotoidali in serie, rappresentati dai due giunti gialli;
- ii. L'articolazione gleno-omeroale, rappresentata da un giunto sferico costituito da tre giunti rotoidali in serie, in rosso;
- iii. L'articolazione del gomito, rappresentata da un giunto rotoidale, in verde;
- iv. La rotazione interna/esterna dell'avambraccio, ottenuta da un giunto rotoidale, in blu.

La rotazione interna/esterna dell'avambraccio non sarà considerata poiché non è un movimento di interesse per il progetto.

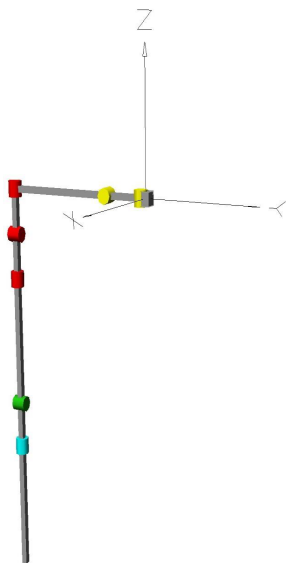


Figura 3.3: GdL modello arto superiore

3.3.1 Esoscheletro o end-effector

Una volta deciso quale modello adottare per rappresentare al meglio l'arto superiore umano, abbiamo proceduto con la ricerca di una struttura cinematica compatibile con i movimenti fisiologici dell'arto e che soddisfacesse i requisiti di progettazione dettati dall'uso finale del dispositivo. In una prima fase, sono state perseguite in parallelo due idee, entrambe indossabili.

La prima di queste idee (Fig. 3.4) prevede un esoscheletro con end-effector, che segue solo i movimenti del polso lasciando libera tutta la cinematica della spalla e del gomito, in modo che il braccio possa adattarsi liberamente a diverse posizioni. È un dispositivo che utilizza il polso come unico punto di interfaccia tra esoscheletro e essere umano. La struttura cinematica è costituita da due parallelogrammi articolati che controllano il movimento verticale del polso e da tre cerniere disposte all'inizio, al centro e alla fine della catena cinematica che controllano il movimento nel piano trasversale. Tutti i gradi di libertà sono implementati per consentire un maggiore controllo. La seconda idea, invece, prevede la progettazione di un esoscheletro con più punti di contatto, dotato di una struttura cinematica capace di seguire il braccio e replicare i suoi movimenti. Esistono molteplici soluzioni per questa famiglia di dispositivi, che saranno analizzate più dettagliatamente in seguito.

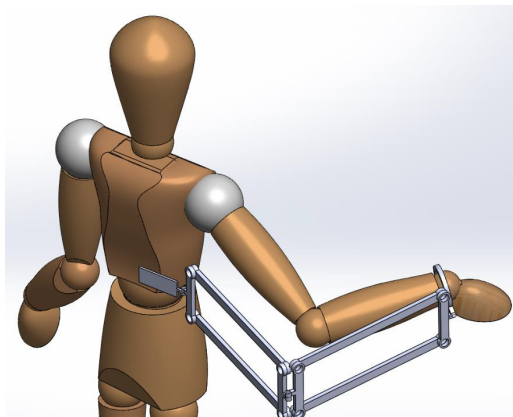


Figura 3.4: *Versione end-effector di SIDE*

Il modello con end-effector è caratterizzato da una struttura meno complessa rispetto all'esoscheletro, che consente un'ampia gamma di movimenti, ed è già stato sviluppato e validato da alcune industrie (ad esempio, il già citato Robo-Mate). D'altro canto, non è possibile interfacciare il dispositivo con altri punti dell'arto superiore senza incontrare interferenze e, di conseguenza, non sarebbe possibile controllare le varie configurazioni e posizioni che il braccio dell'utente potrebbe assumere (Fig. 3.5).

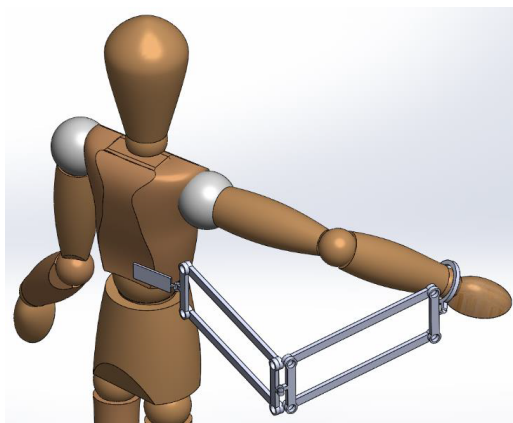


Figura 3.5: *Esempio di una differente posizione tra arto superiore umano ed esoscheletro*

Quest'ultimo aspetto è particolarmente importante per raggiungere l'obiettivo, ovvero la simulazione di ambienti confinati utilizzando la realtà virtuale, impedendo all'operatore di assumere determinate posizioni o raggiungere alcuni punti

nello spazio di lavoro con determinate parti del corpo. Di conseguenza, l'utilizzo di un sistema end-effector è stata scartata a favore di un esoscheletro con cui ogni segmento articolare potesse essere controllato separatamente.

3.4 Struttura cinematica

Il design iniziale dell'esoscheletro (Fig. 3.6) prevedeva sei gradi di libertà: due per la cintura scapolare, tre per la spalla e uno per il gomito. Di questi, tre gradi di libertà sono stati attuati: due per il movimento della spalla e uno per il gomito. La staffa visibile sulla schiena nella figura è una rappresentazione semplificata del sistema indossabile, che sarà successivamente realizzato con un'imbracatura sul torace a cui sarà collegato l'intero meccanismo. Partendo dalla staffa, si possono vedere i primi due gradi di libertà (1 e 2, passivi), rispettivamente una traslazione orizzontale e una rotazione, destinati a replicare i movimenti della cintura scapolare. Successivamente, ci sono i tre gradi di libertà per la spalla: il primo (3, attuato) sulla schiena a livello della scapola, il secondo (4, passivo) e il terzo (5, attuato) sul deltoide. Infine, l'ultimo grado di libertà (6, attuato) è sul gomito.

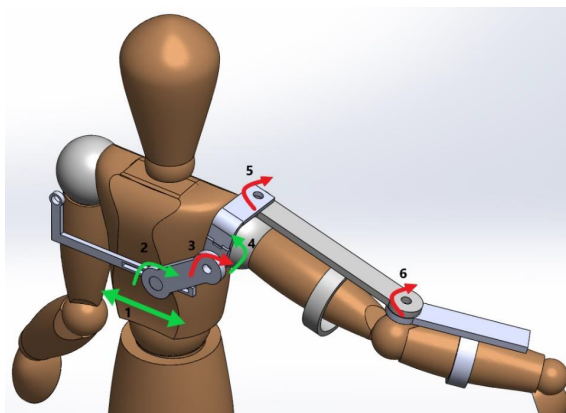


Figura 3.6: Rappresentazione della prima versione di SIDE con 6 gradi di libertà (GdL). Le frecce rosse indicano le articolazioni attuate, mentre quelle verdi indicano le articolazioni passive.

Dopo aver condotto alcune simulazioni per verificare se la cinematica dell'esoscheletro fosse compatibile con la cinematica fisiologica, sono emerse diverse limitazioni nella possibilità di eseguire alcuni movimenti fondamentali per raggiungere l'obiettivo finale. Infatti, questo modello permetteva di ottenere un buon range di movimento se si consideravano movimenti singoli e separati, tutti partendo dalla stessa posizione di riposo. Tuttavia, osservando una serie di movimenti in successione, sono emersi i limiti del sistema.

Una di queste sequenze di movimenti consiste in un'abduzione del braccio nel piano sagittale di 90° (Fig. 3.8) partendo dalla posizione neutra (Fig. 3.7), posizionata parallelamente al torso, seguita da una flessione anteriore della spalla (Fig. 3.9) e infine una depressione (Fig. 3.10) per riportare il braccio nella posizione iniziale.

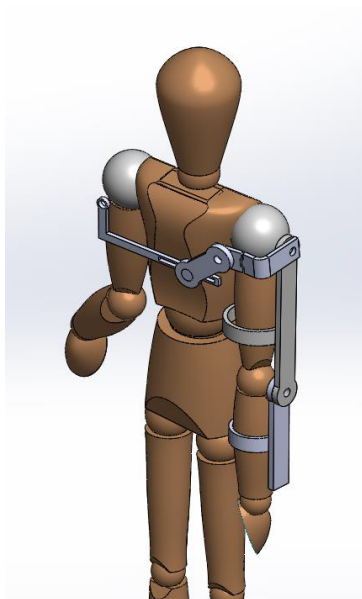


Figura 3.7: Posizione iniziale del modello

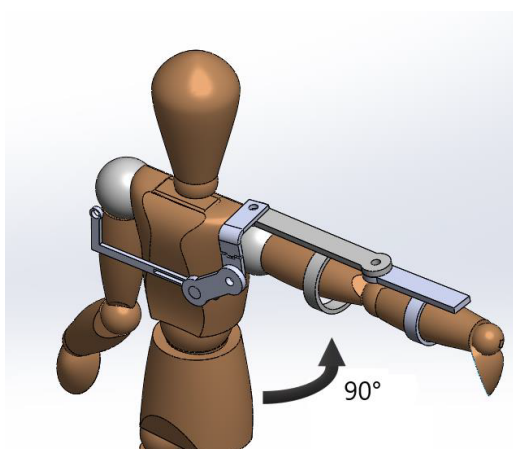


Figura 3.8: Primo movimento: adduzione di 90° sul piano sagittale

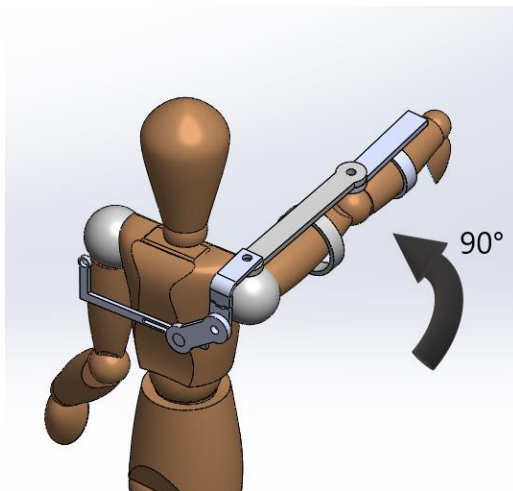


Figura 3.9: *Secondo movimento: flessione anteriore di 90°*

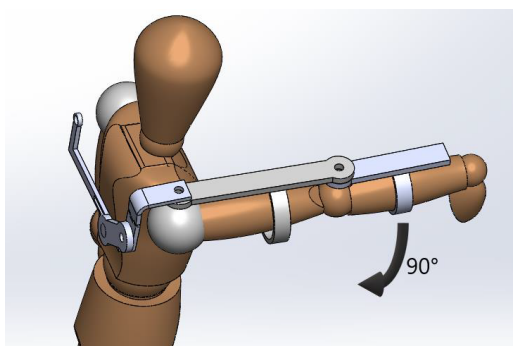


Figura 3.10: *flessione di spalla non permessa dal cinematismo*

Dalle immagini è evidente che l'esoscheletro non è in grado di eseguire l'intero movimento finale, sia perché la sua struttura non lo consente oltre un certo punto, sia perché l'unica articolazione che potrebbe generare un momento per la depressione del braccio è l'articolazione intermedia della spalla (la quarta articolazione), che non è stata implementata.

Un'altra sequenza che evidenzia il limite cinematico comprende un'elevazione anteriore (Fig. 3.11) con la stessa posizione di partenza della sequenza precedente (Fig. 3.7), seguita da una flessione o estensione della spalla in un piano parallelo al piano trasversale (Fig. 3.12). In questo caso, la struttura consentirebbe il movimento, ma nella configurazione attuale non ci sono articolazioni attuate che possano facilitare o contrastare il movimento del braccio.

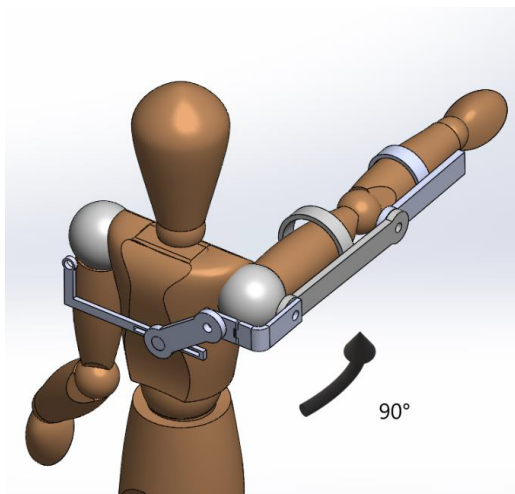


Figura 3.11: *Elevazione anteriore di 90°*

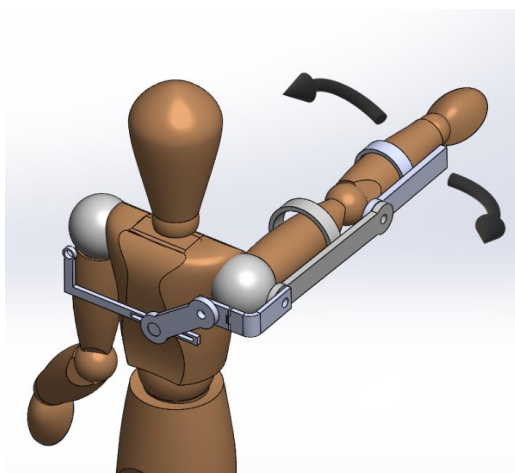


Figura 3.12: *Adduzione di spalla non consentita dal cinematismo*

Per compensare queste limitazioni, è stato deciso di implementare un grado di libertà aggiuntivo. Con quattro motori disponibili, le combinazioni che possono essere esplorate per muovere le articolazioni della spalla e del gomito sono aumentate notevolmente. Una versione (Fig. 3.13), successivamente scartata, prevedeva due motori sulla spalla per i movimenti di abduzione/adduzione e elevazione/depressione del braccio, uno posizionato all'altezza dell'omero per i movimenti di intra/extra rotazione, e l'ultimo sul gomito. Il terzo motore sarebbe stato posizionato sul collegamento dell'esoscheletro relativo all'omero, separandolo in due parti, con il punto di contatto con il braccio nella seconda parte, in modo

da consentire un movimento relativo tra queste ultime due. Questo avrebbe disaccoppiato i primi due motori sulla spalla dai movimenti di intra/extra rotazione del braccio stesso ed evitato i problemi di mobilità della versione precedente a tre motori. La piastra visibile sulla schiena forniva all'esoscheletro due gradi di libertà aggiuntivi (una traslazione verticale e una orizzontale) per allineare il centro di rotazione istantanea della spalla con quello dei due motori sull'esoscheletro.

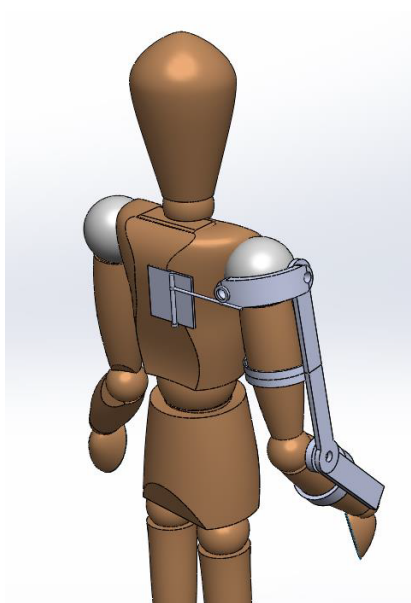


Figura 3.13: Versione di SIDE con soluzione a due parti per l'omero

Il difetto di questa soluzione era proprio la realizzazione di un collegamento dell'omero separato in due parti con un movimento relativo di rotazione attorno allo stesso asse. Si potrebbe pensare di realizzare la zona di interfaccia tra le due parti con una corona dentata circolare, ma questo comporterebbe un aumento significativo del peso complessivo del dispositivo. Di conseguenza, questa soluzione è stata scartata.

Dallo studio delle prime versioni di SIDE, è emerso che è più conveniente utilizzare tre motori per gestire la spalla e uno per il gomito. Inoltre, si è osservato che posizionare i motori sul braccio, o comunque oltre l'articolazione della spalla, comporta significativi svantaggi, sia dal punto di vista del design sia nella gestione dei carichi da parte dei motori precedenti. Infatti, quanto più il peso è concentrato verso l'estremità dell'arto, tanto più aumenta il momento percepito dalla spalla. Di conseguenza, l'esoscheletro richiederà motori più potenti, più pesanti e più ingombranti per gestire meglio il carico.

Per questo motivo sono state considerate alcune soluzioni: posizionare un singolo motore oltre la spalla, specificamente nel gomito; posizionare tutti i motori sulla schiena; oppure una soluzione mista tra le due.

Posizionare tutti i motori sulla schiena ridurrebbe notevolmente il momento percepito sulla spalla, con lo svantaggio, tuttavia, di dover progettare un sistema di trasmissione di potenza per gestire le singole articolazioni. Tale sistema dovrebbe permettere la retroazionabilità delle articolazioni ed essere in grado di trasmettere la potenza in modo fluido, rapido e senza gioco. Una tale trasmissione di potenza può essere ottenuta con l'uso di cavi e pulegge, ma renderebbe il sistema ancora più complesso da controllare. Senza contare che i giunti sono disposti in serie rispetto agli altri, il che aumenta ulteriormente gli svantaggi.

3.4.1 Modello A

Una versione iniziale (Fig. 3.14) è stata sviluppata posizionando il primo motore sulla schiena del soggetto all'altezza della scapola, il secondo motore sulla parte superiore dell'articolazione della spalla vicino al muscolo trapezio, il terzo sul deltoide e il quarto sul gomito.

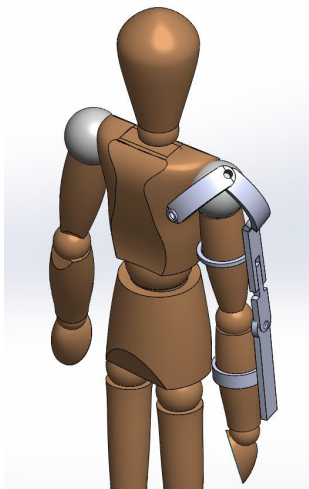


Figura 3.14: *SIDE: modello A*

Facendo riferimento alla Figura 3.15, che mostra uno schema del modello visto da dietro, gli assi di rotazione delle articolazioni sono orientati come segue:

- I. Orizzontale, parallelo al piano trasversale e perpendicolare al piano frontale (coincidente con l'asse X nella figura; in verde).
- II. Con un angolo relativo di 90° rispetto all'asse dell'articolazione precedente e una rotazione di 30° rispetto all'asse X, appartenente al piano Y-Z (in blu).

- III. Caratterizzato da un angolo relativo di 90° rispetto all’asse dell’articolazione precedente, appartenente al piano Y-Z (in marrone).
- IV. Parallelo al piano trasversale che passa attraverso gli epicondili del gomito (quindi parallelo al piano X-Y; in rosso).

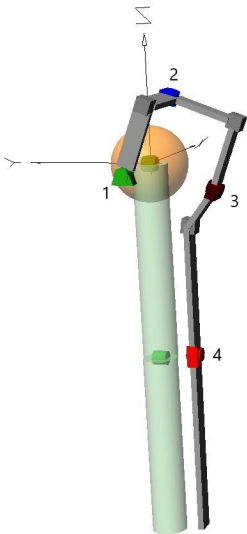


Figura 3.15: *Rappresentazione cinematica del modello A*

Gli assi di rotazione dei primi tre motori si incontrano in un punto coincidente con il centro di rotazione istantaneo della spalla. La rotazione caratteristica dei primi tre motori, visibile nella Figura 3.15, è stata effettuata per aumentare l’ampiezza del movimento dell’esoscheletro. I parametri secondo la convenzione di Denavit-Hartenberg sono mostrati di seguito:

Tabella 3.1: *Parametri Denavit-Hartenberg del modello A*

	a	d	θ	ϕ
1	0	0	0	0
2	0	0	0	90°
3	$\frac{L}{\cos(70^\circ)}$	$\frac{L}{\cos(70^\circ)}$	0	90°
4	$L * \sin(70^\circ)$	$L * \text{Tg}(70^\circ)$	0	20°

Dove "L" indica la lunghezza dell’omero.

3.4.2 Modello B

La seconda versione (Fig. 3.16) posiziona il primo motore vicino al trapezio, il secondo sulla schiena all'altezza della scapola, il terzo sul deltoide e il quarto sul gomito.

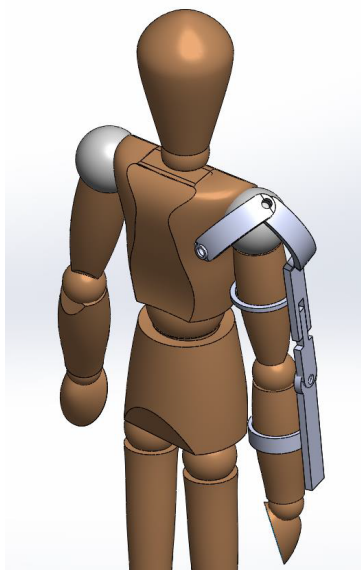


Figura 3.16: SIDE: modello B

Facendo riferimento alla Figura 3.17, che mostra uno schema del modello visto da dietro, possiamo descrivere gli assi di rotazione delle varie articolazioni:

- I. Appartenente al piano Y-Z e caratterizzato da una rotazione positiva di 30° intorno all'asse X rispetto al semiasse positivo della Z (in verde);
- II. Coincidente con l'asse X, con un angolo relativo di 90° rispetto all'asse dell'articolazione precedente (in blu);
- III. Appartenente al piano Y-Z e ruotato di 45° in senso orario rispetto al semiasse negativo della Y (in marrone);
- IV. Parallelo al piano trasversale che passa attraverso gli epicondili del gomito, quindi parallelo al piano X-Y e caratterizzato da una rotazione intorno all'asse Z, positiva di 40° rispetto al semiasse negativo della Y (in rosso).

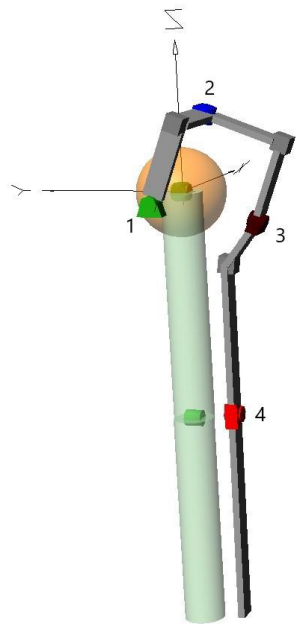


Figura 3.17: Rappresentazione cinematica del modello B

La disposizione dei motori e la scelta degli angoli sono il risultato di uno studio di ottimizzazione volto ad aumentare l'ampiezza del movimento dell'esoscheletro ed evitare configurazioni di blocco cardanico durante l'uso. Di seguito sono riportati i parametri secondo la convenzione di Denavit-Hartenberg:

Tabella 3.2: Parametri Denavit-Hartenberg del modello B

	a	d	θ	ϕ
1	0	0	0	0
2	0	0	0	90°
3	$\frac{L}{\cos(45^\circ)}$	$\frac{L}{\cos(45^\circ)}$	0	90°
4	$L * \sin(45^\circ)$	L	0	45°

3.5 Simulazioni

Per lo studio dei due modelli, è stato eseguito prima uno studio cinematico, non considerando quindi il peso e le inerzie dei singoli componenti. In questo modo è stato possibile studiare la reale ampiezza del movimento dell'esoscheletro. Successivamente è stato condotto uno studio per comprendere quale potrebbe essere il peso approssimativo della struttura e dei motori, così da poter vedere l'effetto delle inerzie dei singoli componenti e poter scegliere i motori più adatti alle nostre esigenze. Per rendere la simulazione più realistica, è stato introdotto un peso di prova di 5 kg sulla mano del manichino mentre un peso approssimativo di 0,5 kg è stato scelto per i collegamenti e i segmenti articolari dell'esoscheletro. Per le simulazioni è stato utilizzato il software Autodesk Inventor.

Data la complessità nel riprodurre i movimenti direttamente dai motori, le simulazioni sono state condotte in due fasi:

- Nella prima fase l'input proviene direttamente dal braccio, lasciando i motori disabilitati, quindi la spalla è dotata di una triade adeguata per parametrare i movimenti (primo input). In questo modo, è stato possibile registrare le orientazioni e le velocità (primo output) a cui ogni singolo motore deve aderire per eseguire quel particolare movimento del braccio.
- Nella seconda fase i motori dell'esoscheletro vengono riattivati, fornendo le curve di orientamento e velocità ottenute nella fase precedente. Da questa seconda fase si sono ottenuti i risultati finali in termini di coppia e potenza necessarie per svolgere il compito.

Questa metodologia ha permesso di ottenere una comprensione dettagliata delle esigenze cinematiche e dinamiche del sistema, facilitando la selezione dei motori più adatti e l'ottimizzazione del design complessivo dell'esoscheletro.

La terna di riferimento utilizzata per questo insieme di movimenti è del tipo YXZ, rispettivamente asse di elevazione/depressione, adduzione/abduzione e rotazione intra/extra, ed è schematizzata nella Figura 3.18.

Per queste simulazioni, sono stati considerati 2 movimenti generati da curve regolari nel software. Altri 2 sono stati realizzati acquisendo movimenti con unità di misura inerziale (IMU). I primi sono caratterizzati dal movimento di una articolazione alla volta, mentre i secondi sono più realistici e coinvolgono tutte le articolazioni simultaneamente.

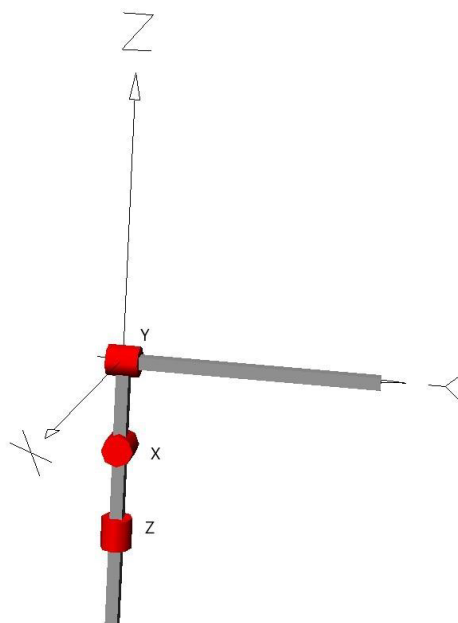


Figura 3.18: Terna XYZ utilizzata per il sistema di riferimento della spalla

Sistema di analisi del movimento

I sistemi di analisi del movimento esistenti per analizzare la cinematica di un soggetto (cioè la misurazione della posizione, velocità e accelerazione dei segmenti del suo corpo) possono essere divisi in due ampie categorie: tecniche che sfruttano principi ottici e quelle che utilizzano approcci diversi dai primi, come elettromeccanici, elettromagnetici, inerziali o acustici. Per non andare fuori tema, ci concentreremo solo sulla categoria di dispositivi utilizzati in questo lavoro di tesi, ovvero i sistemi di misurazione inerziale.

I sistemi di misurazione inerziale, noti anche come unità di misurazione inerziale o IMU, sono sistemi elettronici senza un riferimento fisso, basati su sensori inerziali in grado di misurare varie quantità cinematiche come accelerazione, velocità angolare, orientamento spaziale del corpo e valore del campo magnetico. In generale, i sistemi inerziali sono caratterizzati da una precisione inferiore rispetto agli strumenti che utilizzano un sistema di riferimento fisso, come il sistema optoelettronico, ma offrono molti vantaggi in termini di facilità d'uso, oltre a permettere la misurazione del movimento del corpo in situazioni all'aperto. Un altro vantaggio è che sono meno ingombranti e potrebbero essere indossati anche sotto i vestiti, quindi possono essere utilizzati in sicurezza sul campo di lavoro, ad esempio durante attività di movimentazione manuale dei carichi.

Questi sensori sfruttano la combinazione di tre dispositivi: accelerometri, giroscopi e magnetometri, poiché nessuno dei tre da solo può fornire le informazioni riguardanti la cinematica dei segmenti, che vengono invece ottenute fondendo i dati ottenuti da ciascuno di essi attraverso un algoritmo di fusione dei dati.

Gli accelerometri e i giroscopi sono chiamati sensori inerziali proprio perché utilizzano una massa inerziale per funzionare; in particolare, misurano l'accelerazione lineare e la velocità angolare dei segmenti del corpo su cui sono posizionati. La maggior parte degli accelerometri misura l'accelerazione rilevando l'inerzia di una massa sospesa da un elemento elastico al suo interno. In presenza di accelerazione, infatti, la massa, dotata della sua inerzia, si sposta dalla sua posizione di riposo in modo proporzionale all'accelerazione che subisce.

Un sensore misura questo spostamento e lo converte in un segnale elettrico che può essere acquisito dai moderni sistemi di misurazione. Sono disponibili in commercio tre tipi comuni di accelerometri: piezoelettrici, piezoresistivi e capacitivi.

I giroscopi sono sensori di velocità angolare e vengono utilizzati nei casi in cui non è disponibile un sistema di riferimento assoluto, poiché la loro caratteristica è quella di mantenere invariata la direzione del loro asse di rotazione durante il movimento. I giroscopi MEMS vibranti consistono in una struttura vibrante e sfruttano l'accelerazione di Coriolis, che è un'accelerazione apparente a cui un corpo è soggetto quando il suo movimento è osservato da un sistema di riferimento che ruota rispetto a un sistema di riferimento inerziale. In particolare, quando la struttura vibrante subisce una velocità angolare intorno a un asse perpendicolare all'asse di vibrazione, si genera un'accelerazione nella direzione ortogonale sia alla velocità di vibrazione iniziale sia alla velocità angolare. Le strutture vibranti possono essere cristalli piezoelettrici PZT o capacità variabili costituite da tre armature, di cui quella centrale è libera di muoversi.

I magnetometri, d'altra parte, non sono veri e propri sensori inerziali, poiché non hanno una massa inerziale al loro interno e forniscono una differenza di potenziale in uscita proporzionale alla forza del campo magnetico a cui sono soggetti. Esistono diversi tipi di magnetometri, ma i più comuni sono quelli a effetto Hall e magnetoresistivi.

Nel nostro caso, è stato utilizzato il sistema Xsens (Fig. 3.19).

Il Motion Tracker MTw di Xsens Technologies è un sistema avanzato di misurazione inerziale utilizzato per analizzare la cinematica del corpo. Questo dispositivo combina vari sensori inerziali per fornire dati precisi sulla posizione, velocità e accelerazione dei segmenti del corpo.



Figura 3.19: Motion Tracker MTw di Xsens Technologies

Il produttore afferma che ogni sensore ha un peso di 16 g e un volume di 18,33 cm³ (4,7 x 3 x 1,3 cm). La frequenza di campionamento varia da un massimo di 120 Hz quando si utilizzano fino a 5 IMU contemporaneamente, a 60 Hz quando si utilizzano più di 11 IMU. In uno spazio chiuso, c'è un raggio di 20 m dal ricevitore entro il quale i soggetti possono muoversi. Hanno una precisione dinamica di 0,75° RMS (rollio e beccheggio) e 1,5° RMS (direzione), una precisione statica di 0,5° RMS (rollio e beccheggio) e 1° RMS (direzione), con una scala completa di $\pm 2000^\circ/\text{s}$, $\pm 160 \text{ m/s}^2$ e $\pm 1,9 \text{ Gauss}$.

Questi sensori vengono utilizzati sia per le operazioni di motion capture che per l'analisi dei movimenti umani. Diversi studi hanno dimostrato come i sensori indossabili possano essere affidabili per l'acquisizione dei dati cinematici nel campo della biomeccanica [25], [26], [27], [28] [29]. Bastiaansen et al. [30] hanno utilizzato un sistema IMU per analizzare la cinematica delle articolazioni dell'anca e del ginocchio degli atleti di sport di squadra sul campo. L'obiettivo dello studio era ridurre gli infortuni e ottimizzare le prestazioni degli atleti. Negli anni più recenti, sono stati sviluppati vari sistemi che utilizzano unità di misurazione inerziale (IMU) per lo studio cinematico dei segmenti articolari o dell'intero corpo. I sensori IMU stanno diventando sempre più popolari perché sono non invasivi, molto versatili [31], [32], [33], [34], [35] e sufficientemente precisi [36] per molti studi biomeccanici. Digo et al. [37] hanno utilizzato sensori IMU per studiare la cinematica dell'arto superiore in un contesto industriale. Cifuentes et al. [38] hanno presentato un dispositivo indossabile, posizionato sull'avambraccio, che utilizza un sensore IMU e sensori di elettromiografia di superficie (sEMG) per valutare i miglioramenti nella riabilitazione dei pazienti post-ictus.

In sintesi, il Motion Tracker MTw di Xsens è un potente strumento per la misurazione della cinematica umana, con applicazioni in numerosi campi, dalla ricerca sportiva alla riabilitazione medica e alla biomeccanica industriale.

I risultati delle simulazioni sono riportati in Appendice A.

Scelta dei servomotori

Le simulazioni hanno permesso di raccogliere informazioni utili, sia per la scelta dei servomotori sia per apportare miglioramenti ai prototipi. Tutte le connessioni di entrambi i modelli sono state analizzate singolarmente, evidenziando le specifiche medie e massime che ciascun link deve soddisfare, in termini di coppia, velocità angolare e potenza. La tabella 3.3 e 3.4 mostrano i risultati ottenuti, rispettivamente, per i modelli A e B.

Altre caratteristiche importanti sulle due versioni possono essere dedotte da queste due tabelle. Entrambi i modelli caricano specificamente il primo motore, richiedendo quindi prestazioni elevate. Ciò implica la scelta di un motore più potente rispetto agli altri, quindi più ingombrante e pesante. Tuttavia, questo non risulta essere un problema poiché quel servomotore è situato all'inizio della catena di trasmissione, vicino alla schiena. Questa posizione permette di scegliere componenti con peso maggiore poiché non influenzano considerevolmente la dinamica della struttura. Il problema potrebbe essere evitato installando il motore sulla schiena, progettando un sistema di trasmissione della potenza.

Per il secondo motore non ci sono differenze particolari, mentre per il terzo e il quarto motore non si può seguire lo stesso ragionamento fatto in precedenza. Infatti, il modello A carica particolarmente il terzo motore rispetto al modello B, che invece mantiene valori più contenuti. Il motore considerato risulta essere posizionato vicino al deltoide e quindi quasi alla fine della catena cinematica. In questo caso, non è possibile eccedere con il peso poiché influenzerebbe particolarmente la dinamica dell'esoscheletro. Lo stesso, in modo più marcato, vale per il quarto motore, che è posizionato ancora più lontano, vicino alla fine della struttura.

La ricerca di motori che soddisfacessero queste ampie specifiche ha portato all'identificazione di una serie di modelli adatti, mostrati con le loro caratteristiche nella Tabella 3.5.

L'interesse iniziale era stato rivolto ai motori della Hebi Company, in particolare al modello X8-9 (Fig. 3.20), che aveva quasi tutte le caratteristiche che cercavamo, oltre a un sistema di controllo e software proprietario. Sarebbe stato improbabile riprodurre un peso di 5 kg sulla mano con questo motore, ma avrebbe comunque dato la possibilità di costruire un primo vero prototipo e di effettuare test per verificare le informazioni ottenute dalle simulazioni. Questa serie è stata scartata sia per il suo alto prezzo, sia perché possiede un rapporto di riduzione troppo alto e probabilmente non avrebbe garantito la retro-azionabilità dell'esoscheletro.



Figura 3.20: *Hebi X8-9*

La scelta è ricaduta quindi sui modelli RMD-X8 e RMD-X8 PRO dell'azienda GYEMS (Fig. 3.21) poiché rappresentano un buon compromesso tra tutte le caratteristiche ricercate. Permettono la retro-azionabilità, hanno la scheda di controllo integrata e, sfortunatamente, non dispongono di software proprietario per il controllo, ma offrono routine basate sul linguaggio C.



Figura 3.21: *Gyems RMD X8 PRO*

Tabella 3.3: Requisiti specifici per il servomotore del modello A di SIDE

Modello A	Coppia nominale [N/m]	Coppia massima [N/m]	Velocità nominale [rpm]	Velocità massima [rpm]	Potenza nominale [W]	Potenza massima [W]
Motore 1	14	40	11.67	18.33	11	35
Motore 2	17	30	9.67	20	16	30
Motore 3	31	40	17.33	30	47	90
Motore 4	31	25	15.33	30	30	90

Tabella 3.4: Requisiti specifici per il servomotore del modello B di SIDE

Modello B	Coppia nominale [N/m]	Coppia massima [N/m]	Velocità nominale [rpm]	Velocità massima [rpm]	Potenza nominale [W]	Potenza massima [W]
Motore 1	15	40	12.5	33.33	17	90
Motore 2	27	30	12	18.33	15	30
Motore 3	26	28	16.67	25	32	55
Motore 4	17	24	15	30	28	70

Tabella 3.5: Specifiche dei servomotori disponibili sul mercato

Servomotore	Dimensioni [mm]	Coppia nominale [Nm]	Coppia massima [Nm]	Potenza [W]	Riduzione	Velocità nominale [rpm]	Peso [g]	Prezzo [€]
RMD X8	98 ϕ x 48	9	21	240	6:1	165	630	358
RMD X8 PRO	98 ϕ x 48	13	35	330	6:1	155	710	403
ME18-A	90 ϕ x 41	N.D.	18	565	6:1	220	500	584
x8-9 Hebi	110 x 73 x 45	8	20	N.D.	762:1	30	475	3500
x8-16 Hebi	110 x 73 x 45	16	38	N.D.	1462:1	15	490	4000

3.6 Primo prototipo

Per la realizzazione del primo prototipo da banco, è stato scelto il design del Modello A. Poiché le differenze tra i due modelli non erano così significative, è stato selezionato il modello con le minori difficoltà di costruzione. Il prototipo è stato interamente realizzato utilizzando stampanti 3D e filamenti PLA con un riempimento del 15% per rendere la struttura più leggera.

Questo prototipo è stato costruito per consentire lo sviluppo del software di controllo, offrendo anche l'opportunità di verificare i risultati ottenuti dalle simulazioni. Per motivi di sicurezza, si è preferito non effettuare ancora test su soggetti umani. Approfittando di questo ultimo accorgimento, alcuni elementi sono stati sovradimensionati per garantire che le stampe non si rompessero durante i test e per evitare possibili danni ai motori installati sulla struttura.

Il dispositivo (Fig. 3.22) è stato installato su un banco ottico con una base mobile, progettato per simulare i movimenti del soggetto che dovrebbe indossare l'esoscheletro. Sono stati anche aggiunti blocchi in alcune parti per impedire che i vari collegamenti ruotassero solo entro un certo intervallo e per evitare che i cavi si rompessero o che l'intera struttura crollasse.



Figura 3.22: Primo prototipo del braccio robotico

3.7 Progettazione per l'adattamento del prototipo in un dispositivo indossabile

Dopo la realizzazione del primo prototipo da banco, è stata sviluppata l'interfaccia uomo-macchina per rendere il dispositivo indossabile. Il primo elemento valutato è stato la giacca che i soggetti avrebbero dovuto indossare sul torace. La giacca doveva soddisfare alcuni requisiti di base:

- Livelli accettabili di ergonomia;
- Un peso concentrato sul lato destro del corpo che potesse essere distribuito il più uniformemente possibile;
- Non influenzare il range di movimento (RoM) dell'esoscheletro;
- Adattabilità a più di un soggetto.

È stata condotta una ricerca iniziale per verificare se altri studi trattassero un problema simile e se esistessero soluzioni che potessero essere applicate al nostro caso. Poiché la ricerca non ha prodotto risultati utili, si è deciso di partire da una giacca disponibile in commercio e modificarla per le nostre esigenze. Sono stati considerati tutti i tipi di giacche, dalle giacche da equitazione a quelle da motocross o da hockey. La soluzione adottata è stata l'acquisto di un gilet da allenamento, nello specifico il "Bear tactical vest" venduto da BEARFITNESS (Fig. 3.23).



Figura 3.23: Bear tactical vest

Questo gilet, progettato per scopi militari, permette al soggetto di allenarsi a trasportare attrezzature pesanti sul campo di battaglia. È una replica esatta di un giubbotto antiproiettile, con due tasche principali, una sul petto e una sulla schiena, che consentono l'inserimento di piastre che possono pesare fino a 10 kg. La prima versione del gilet includeva una piastra posteriore che poteva essere fissata esternamente al gilet tramite delle cinghie. La piastra (Fig. 3.24) era realizzata in fibra di vetro stratificata con resina epossidica.



Figura 3.24: Piastra esterna realizzata in fibra di vetro

La fibra di vetro è stata scelta per ridurre al minimo il peso della struttura e contenere i costi di costruzione. Lo stampo (Fig. 3.25) è stato realizzato con una stampante 3D.

Lo stampo è stato suddiviso in due parti per adattarsi al volume di stampa della stampante, e successivamente riassembleato con colla e con elementi che aiutano ad allineare le due parti.

Il pezzo grezzo è stato poi lavorato per rimuovere tutta la resina in eccesso e per eliminare eventuali bordi affilati risultanti dalla lavorazione.

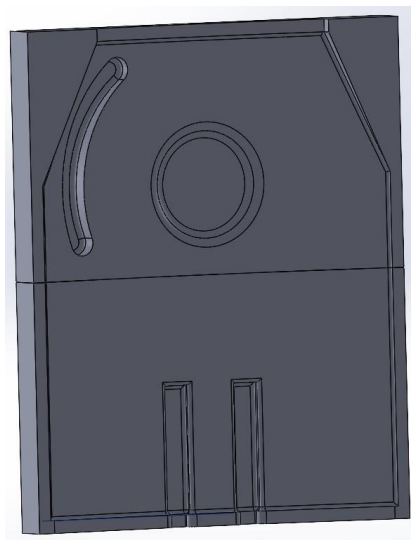


Figura 3.25: *Stampo per la fibra di vetro*

L'elemento che collega la piastra all'esoscheletro è un componente MONTECH (Fig. 3.26) che funge anche da sistema di regolazione per rendere il dispositivo adattabile a diversi soggetti.

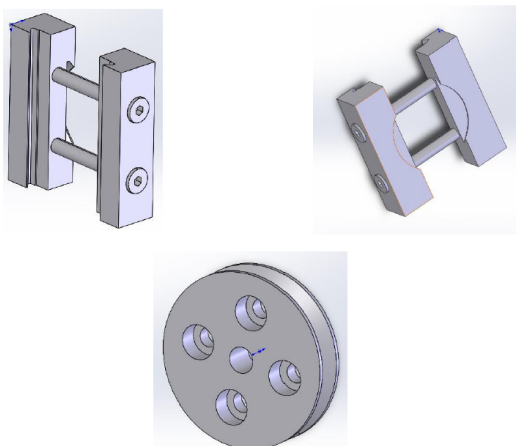


Figura 3.26: *Elementi MONTECH: Clamping element SLR-15-40 (in alto) e Turntable DS-4-40 con 4 fori (in basso)*

Per rendere il sistema più robusto, sia strutturalmente che in termini di stabilità, è stata aggiunta una guida circolare per formare un ulteriore punto di ancoraggio tra l'esoscheletro e la piastra.

Questa soluzione ha permesso di eseguire prove iniziali, facendo indossare l'intero esoscheletro a diversi soggetti, evidenziando le problematiche critiche di questo design, che sono state successivamente corrette. Durante le prime prove, l'esoscheletro è stato mantenuto spento per motivi di sicurezza; pertanto, è stato possibile valutare solo la cinematica del dispositivo.

Uno dei problemi su cui si è posto maggiormente l'accento è la stabilizzazione del peso. L'esoscheletro, essendo progettato solo per il braccio destro, presenta un peso altamente sbilanciato che, se non controllato, porta a un disallineamento tra il centro di rotazione della spalla del soggetto e quello dei primi tre servomotori. Come conseguenza secondaria, questo sbilanciamento porta a una fatica muscolare progressiva con l'inevitabile insorgenza di disagio muscolare se utilizzato per troppo tempo.

Per superare questa limitazione, sono state aggiunte delle cinghie di stabilizzazione bloccabili a camme (Fig. 3.27), quattro sui lati del torace e due di rinforzo alle cinghie delle spalle, che avvolgono più adeguatamente il soggetto.



Figura 3.27: Cinghie stabilizzatrici utilizzate per il corpetto

È stata aggiunta anche una piastra frontale (Fig. 3.28), realizzata in fibra di vetro, per distribuire il serraggio delle cinghie su tutto il torace e evitare una

concentrazione di questa pressione sull'area addominale e sulle coste flottanti.

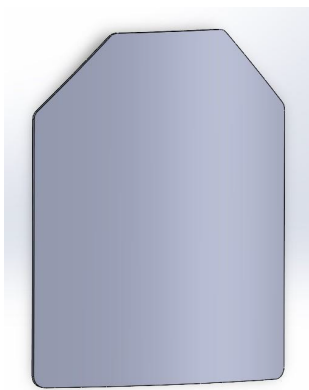


Figura 3.28: Modello 3D della piastra frontale del giacchetto

Per migliorare la stabilità e l'ergonomia del gilet, la piastra di supporto posteriore è stata ridisegnata in modo da poter essere inserita nella tasca apposita del gilet. Questa seconda versione della piastra (Fig. 3.29) è stata realizzata nello stesso modo della prima.

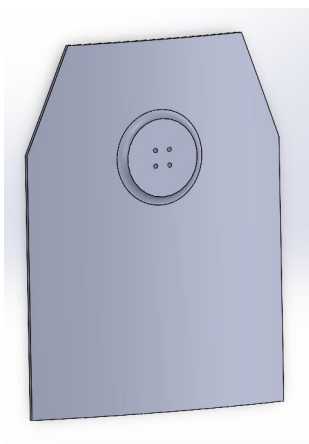


Figura 3.29: Seconda versione della piastra posteriore

Il principale problema che ha portato alla rivalutazione di questo design è stato legato all'elasticità delle cinghie e dei tessuti utilizzati per accoppiare la piastra al gilet. Infatti, entrambi gli elementi presentavano troppa elasticità, il che ha causato problemi di disallineamento, già discussi, con ulteriore disagio.

Liberando tutto lo spazio posteriore del gilet e non avendo più una base su cui poter fissare i vari componenti, è diventato necessario progettare elementi di fissaggio (Fig. 3.30) che permettessero di utilizzare le tasche modulari dello stesso gilet.

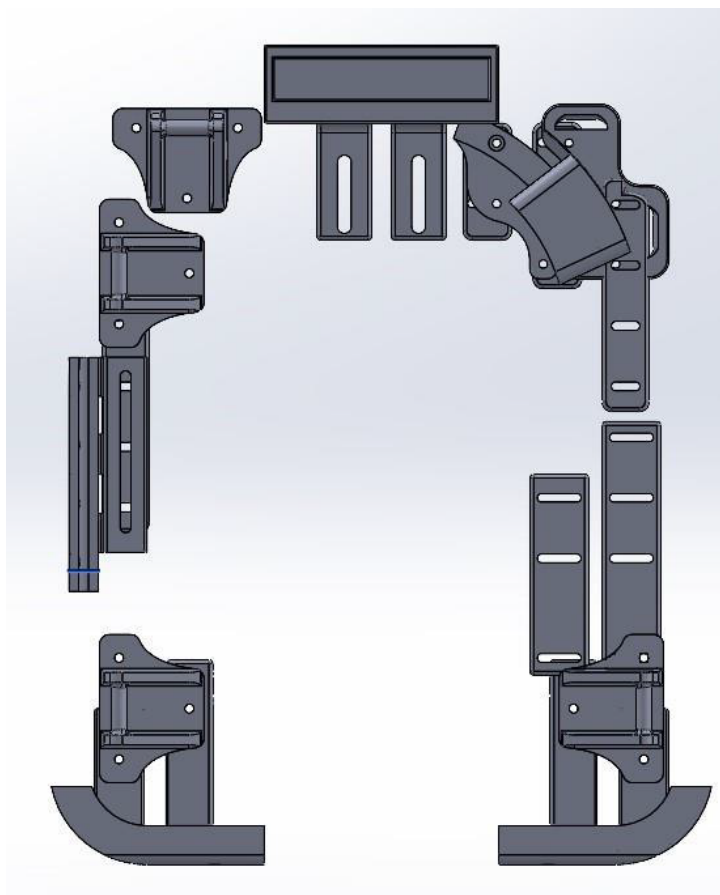


Figura 3.30: Modello degli elementi 3D posizionati nella parte posteriore del gilet

3.8 Ultima versione di SIDE

La versione hardware aggiornata di SIDE (Fig. 3.31) può essere suddivisa in 3 macro-aree:

- Elettronica
- Braccio meccanico
- Vest

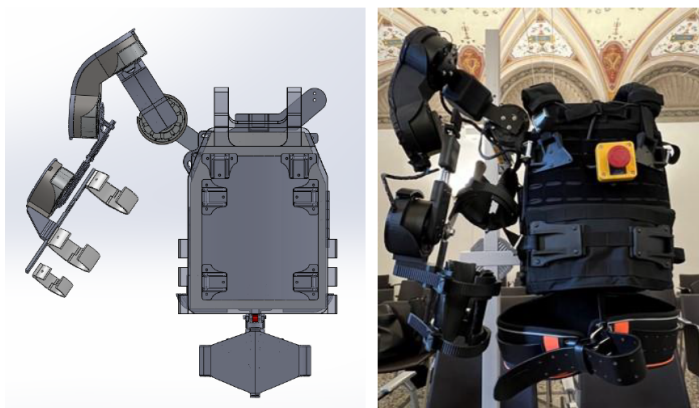


Figura 3.31: Vista frontale dell'ultima versione di SIDE, modello CAD a sinistra e prototipo reale a destra

3.8.1 Elettronica

L'elettronica (Fig. 3.32) comprende tutti i componenti che permettono all'esoscheletro di muoversi.

Gli elementi dedicati al movimento effettivo del braccio sono i quattro servomotori, situati nelle articolazioni del braccio. Sul retro del giubbotto si trovano le schede che controllano SIDE. Il software di controllo è installato su un mini PC (UDOO X86 II). Per permettere la comunicazione tra i servomotori e il mini PC è stata progettata una scheda di conversione CAN-UART. SIDE è equipaggiato con un Intel RealSense T265, un sistema di tracciamento VI-SLAM integrato, dotato di fotocamere fish-eye, giroscopio e accelerometro. Questo sistema stima la posizione e l'orientamento del dispositivo in tempo reale utilizzando un algoritmo proprietario di fusione dei dati. Il campo visivo di 170° del T265 e la pipeline VI-SLAM con odometria visiva e misurazioni inerziali garantiscono una stima accurata della posa.

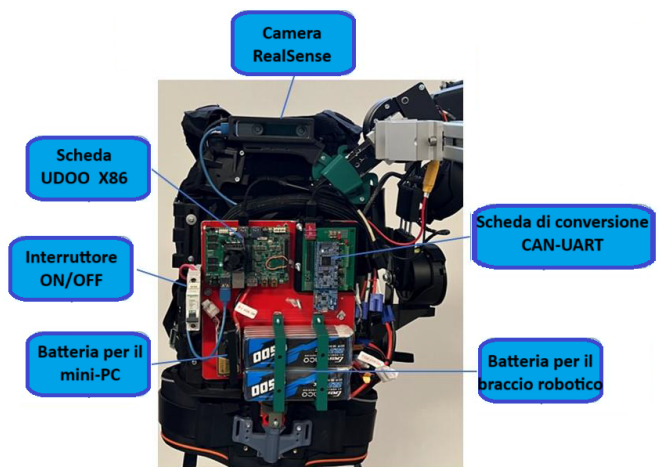


Figura 3.32: Pannello di controllo posteriore

Il calcolo in tempo reale è raggiunto a 200 Hz utilizzando l'Intel Movidius Myriad 2 VPU a bordo.

L'esoscheletro è alimentato da batterie LIPO (due in serie da 4500 mAh, 22.2 V con 6 celle per i servomotori e una da 1550 mAh, 14.8 V con 4 celle per il mini PC), rendendolo completamente autonomo. L'autonomia si riferisce alla capacità del dispositivo di operare senza la necessità di essere collegato direttamente a una rete elettrica. Questi componenti includono anche due interruttori: un interruttore principale per l'accensione del dispositivo situato sul retro, e un interruttore di emergenza secondario situato nella parte anteriore.

Il sistema di controllo installato sul mini PC è stato elaborato in LabVIEW e sviluppato da un team di ricerca dell'Università "Niccolò Cusano", un istituto partner in questo progetto. Quando il soggetto afferra qualcosa nell'ambiente virtuale (Fig. 3.33), Unity invia un vettore di tre componenti (espresso nel sistema di riferimento VR) al mini-PC. Il mini-PC ricostruisce la configurazione in cui si trova SIDE, attraverso gli encoder nei servomotori e il RealSense. Il vettore di forza viene elaborato in modo tale che i motori esercitino una forza concordante con quella dell'ambiente virtuale. Anche per questo motivo la procedura di allineamento del braccio con le articolazioni è così critica. Se ci fosse un disallineamento, non solo comprometterebbe il funzionamento dal punto di vista cinematico, ma anche il controllo ne risentirebbe.

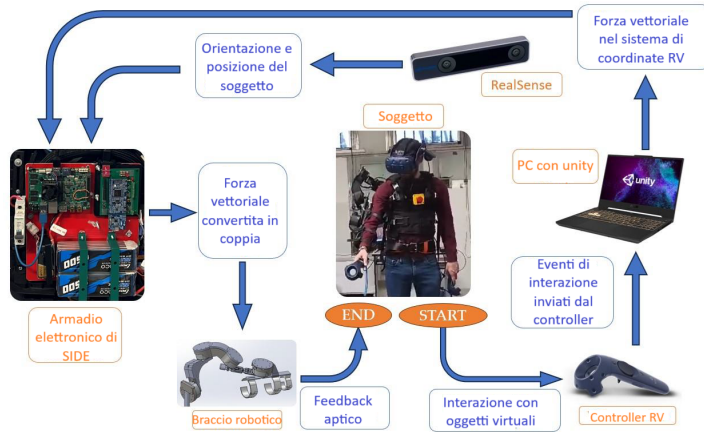


Figura 3.33: Rappresentazione schematica di come SIDE elabora l'interazione con un oggetto virtuale per produrre un feedback aptico

3.8.2 Braccio meccanico

Il braccio robotico (Fig. 3.34) è costituito da una serie di collegamenti che connettono i motori tra loro e collegano il primo motore alla piastra principale del gilet.

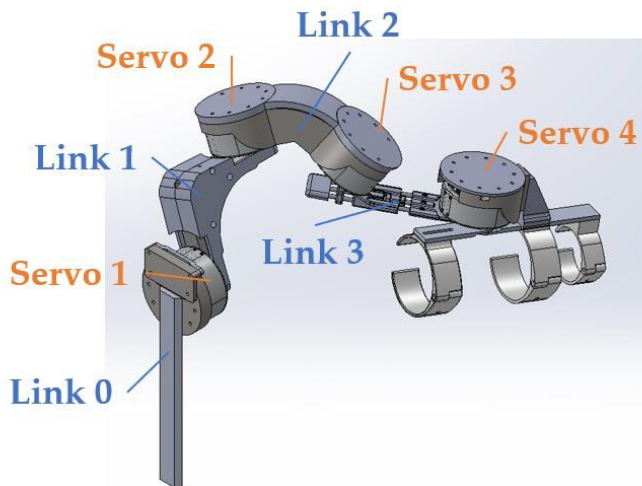


Figura 3.34: Modello 3D del braccio meccanico

In totale, il braccio robotico è composto da 4 collegamenti principali:

- i. Link 0: È formato da una barra Montech e collega la piastra posteriore del gilet al primo motore.

- ii. Link 1: È costituito da un assemblaggio Montech a 90° e collega il primo motore al secondo motore.
- iii. Link 2: È formato da un singolo elemento a 125° , stampato interamente in polycarbonato rinforzato con fibra di carbonio, e collega il secondo motore al terzo.
- iv. Link 3: È diviso in due parti stampate in 3D, realizzate in poliammide rinforzata con fibra di carbonio, connesse da tre alberi filettati. Questo collegamento collega il terzo motore al quarto motore; nella parte a monte ha un angolo di 150° , mentre nella parte vicino al gomito è piatto.

Oltre al 4° motore, c'è la parte di accoppiamento tra l'esoscheletro e l'arto superiore, che avviene attraverso tre punti di attacco (uno sull'omero e due sull'avambraccio).

Ci sono alcune differenze importanti rispetto al primo prototipo del braccio. L'angolo di Link 1 è stato modificato, passando da 110° a 90° . Le simulazioni hanno dimostrato che non c'era una differenza particolare tra le due soluzioni in termini di coppia erogata dai motori. Inoltre, poiché il collegamento è più sollecitato, sia per motivi di sicurezza che di facilità di realizzazione, è stato scelto di utilizzare componenti più resistenti e sicuri, come l'assemblaggio Montech in alluminio a 90° . Il link 3 è stato suddiviso in due parti per aumentare l'adattabilità a più soggetti. I nuovi parametri DH (Fig. 3.35) per questa ultima versione sono riportati nella tabella 3.6.

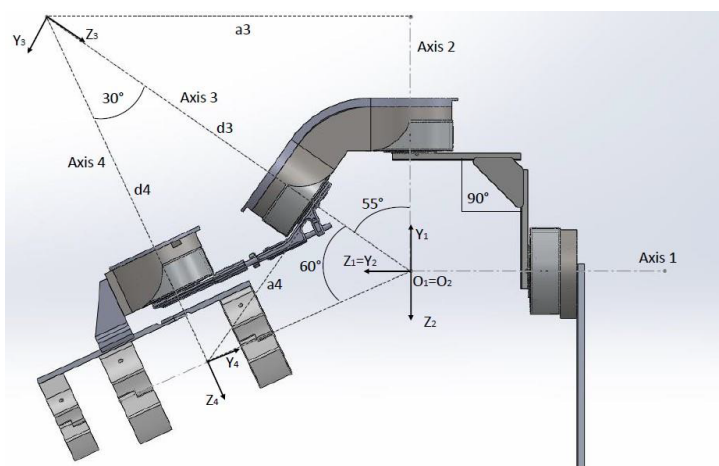


Figura 3.35: Braccio meccanico con i parametri di Denavit-Hartenberg

Tabella 3.6: Parametri Denavit-Hartenberg per la nuova versione di SIDE

	a	d	θ	ϕ
1	0	0	0	0
2	0	0	0	90°
3	a_3	d_3	0	55°
4	a_4	d_4	180°	30°

3.8.3 Vest

Il gilet rappresenta la parte indossabile di SIDE. La struttura di supporto è composta dalla giacca BEARFITNESS con due piastre in fibra di vetro all'interno, una sul retro e una sul davanti. La piastra posteriore funge da elemento di attacco tra il gilet e il braccio robotico; è inserita nella tasca posteriore del gilet. La piastra è progettata per adattarsi il più possibile alla tasca, evitando movimenti indesiderati e distribuendo il peso in modo uniforme. Alle estremità laterali, lo spessore della piastra è stato ridotto per consentire una buona aderenza intorno al petto del soggetto. La piastra anteriore, invece, ha dimensioni ridotte rispetto alla tasca anteriore in termini di altezza, larghezza e spessore, poiché il suo unico compito è distribuire uniformemente la tensione della giacca sul petto.

Gli elementi stampati in 3D (Fig. 3.36) sono posizionati sul retro per sfruttare le tasche modulari del gilet e fissare vari componenti utili (come la cerniera per il guscio protettivo, la custodia del RealSense, la guida circolare per il sistema di regolazione e il pannello elettrico).

E' stata aggiunta nella zona lombare, collegata a una cintura morbida, una spina dorsale articolata per diversi scopi:

- Alleggerire il peso sulle spalle e trasferirlo al bacino;
- Stabilizzare il peso decentrato verso destra causato dalla struttura che interagisce con l'arto superiore del soggetto;
- Aiutare a mantenere il più stabile possibile l'allineamento tra i centri di rotazione delle articolazioni anatomiche e quelli dell'esoscheletro;
- Limitare il meno possibile i movimenti del soggetto.

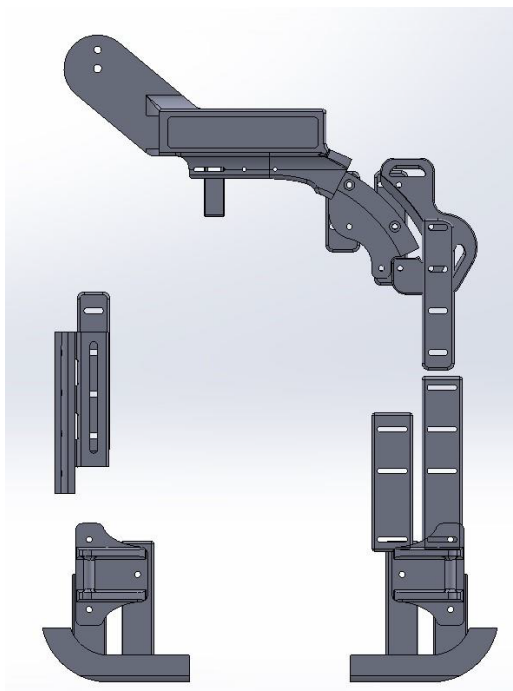


Figura 3.36: Ultima versione degli elementi posteriori stampati in 3D

Si tratta di una struttura passiva (non alimentata e non attuata) a tre gradi di libertà (GdL) (Fig. 3.37).

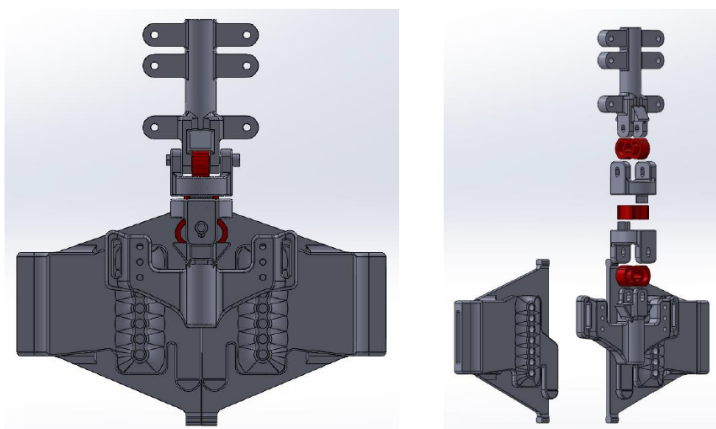


Figura 3.37: Colonna vertebrale articolata: vista frontale a sinistra, vista esplosa a destra.

Analizzando la colonna vertebrale articolata (Fig. 3.38) dall'alto, la prima vertebra collega rigidamente il giubbotto sia alla piastra interna sia alla vertebra centrale. Essa forma una cerniera che permette rotazioni nel piano sagittale. Tra questi primi due elementi, si trova un elemento elastico che consente una rotazione di 45° su ciascun lato, per un totale di 90° .

La vertebra centrale è composta da due elementi che permettono una rotazione relativa nel piano trasversale. Al suo interno si trova un elemento elastico che controlla questo movimento relativo, consentendo una rotazione complessiva di circa $90^\circ/95^\circ$.

La parte inferiore della vertebra centrale forma una giunzione a cerniera con l'ultima vertebra (vertebra sacrale), esattamente come la prima, ma in questo caso la rotazione avviene nel piano frontale.

L'ultima connessione rigida è tra l'ultima vertebra e la piastra che funge da interfaccia tra la colonna vertebrale articolata e la cintura morbida. Questa è composta da due elementi per permettere un miglior adattamento alla cintura e migliorare l'aderenza all'area sacrale. Per la cintura è stata utilizzata una cintura porta attrezzi (Bahco Leather Heavy Duty Belt) con un rinforzo in pelle semirigida.

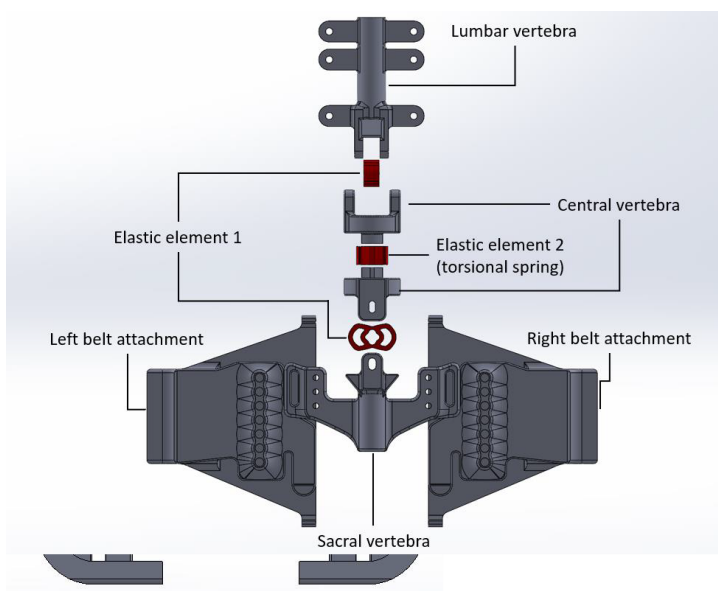


Figura 3.38: Esplosione della spina articolata

Ogni cerniera ha un piccolo gioco lungo l'asse longitudinale che consente l'assorbimento del peso, il quale comprime leggermente gli elementi elastici su quest'asse. L'intera colonna vertebrale diventa una sorta di sospensione che permette una di-

istribuzione uniforme del carico tra le spalle e il bacino e conferisce una maggiore adattabilità ai movimenti del soggetto.

Tutto è stato realizzato mediante stampa 3D (Ender 3 S1 PRO). Per i componenti rigidi è stato utilizzato un filamento PLA con 5/6 pareti perimetrali e un riempimento cubico del 15%. Per i componenti elastici, è stato utilizzato un filamento TPU flessibile (Shore 98A), completamente riempito. Questi sono stati progettati in modo che: 1) gli strati di stampa fossero perpendicolari all'asse di rotazione dello stress che dovevano sopportare; 2) ci fossero il minor numero possibile di interruzioni nella deposizione del filamento durante la stampa grazie a un design arrotondato creato da curve a circuito chiuso continuo.

3.9 Sistemi di adattabilità

SIDE è progettato per adattarsi a individui diversi. I principali sistemi di adattamento permettono all'esoscheletro di essere regolato rispetto a tre dimensioni indipendenti.

Il primo sistema di adattamento (Fig. 3.39) consente di centrare il centro della spalla dell'utente con il centro di rotazione istantaneo condiviso dai primi tre motori dell'esoscheletro. Questo sistema è rappresentabile con una cerniera e un giunto prismatico che permettono rispettivamente rotazione e traslazione nel piano frontale.

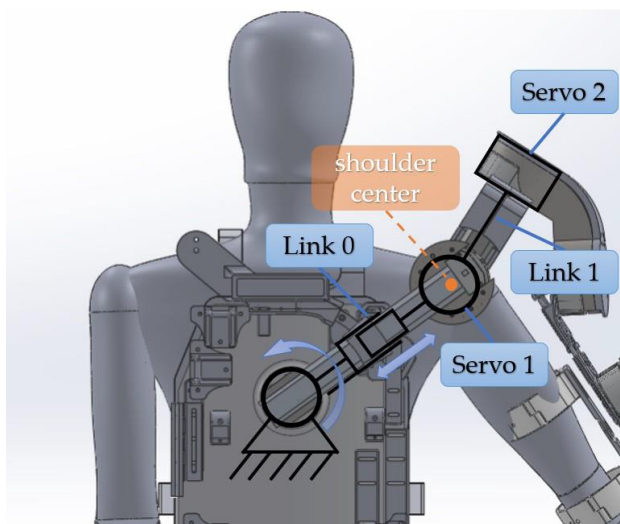


Figura 3.39: Rappresentazione del sistema di fissaggio per allineare il centro di rotazione della spalla

Il secondo sistema di adattamento riguarda le dimensioni dell'omero. Il Link 3 (Fig. 3.40) è stato separato in due parti collegate da tre alberi filettati. Regolando questo link, è possibile garantire l'allineamento corretto tra l'asse del gomito e l'asse di rotazione del quarto motore.

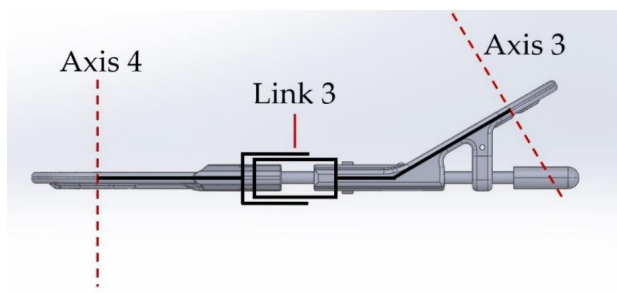


Figura 3.40: Schematizzazione della struttura del link 3

L'ultimo sistema di adattamento riguarda la dimensione del torace. Per funzionare correttamente, la colonna vertebrale articolata deve essere posizionata vicino alla zona lombo-sacrale del soggetto. Infatti, sull'ultima vertebra (quella che si accoppia con la cintura) ci sono due serie di fori che permettono l'adattamento a diversi soggetti, assicurando che la colonna vertebrale sia sempre posizionata nella zona corretta.

Capitolo 4

Analisi di performance e movimento

Questo capitolo descriverà i test di validazione che sono stati effettuati sull'ultima versione di SIDE. I test sono stati suddivisi in tre protocolli distinti, ognuno dei quali esamina un aspetto differente dell'eseoscheletro. In ciascun protocollo sperimentale vengono confrontate due configurazioni principali: una in cui il compito viene eseguito senza l'eseoscheletro e l'altra in cui il compito viene svolto con l'eseoscheletro. L'intento è una valutazione obiettiva delle prestazioni di SIDE.

4.1 Introduzione

Fornire ai lavoratori un programma di formazione o addestramento efficace non solo consente loro di lavorare in modo più corretto, ma anche più sicuro. I programmi di formazione odierni necessitano di miglioramenti: istituzioni educative e industrie stanno rapidamente passando alla realtà virtuale come strumento chiave per la formazione. Gli ambienti di apprendimento virtuale si sono dimostrati molto efficaci nel generare risultati positivi in vari campi. Il potente senso di presenza e l'immersione efficace creati dalle applicazioni di realtà virtuale promettono di fornire formazione sul posto in un ambiente sicuro e controllato. Gli ambienti di apprendimento virtuale possono offrire agli studenti l'accesso a equipaggiamenti costosi e a luoghi impossibili da raggiungere. Inoltre, forniscono un ambiente esplorabile liberamente con problemi da risolvere e soluzioni diverse da testare senza rischi. Studi nella letteratura hanno già confermato che la realtà virtuale da sola può essere utilizzata come strumento di formazione fondamentale [39]. La realtà virtuale si è dimostrata molto versatile; nei testi si possono trovare sistemi progettati per addestrare i chirurghi a gestire particolari operazioni [40], per i lavoratori minerari [41], per gli operatori che devono lavorare in industrie [42], e per aiutare a gestire lo stress del personale militare [43]. Il feedback ap-

tico si è rivelato un'aggiunta efficace e costruttiva all'esperienza di formazione [44].

La maggior parte degli studi sugli esoscheletri aptici per l'addestramento degli arti superiori si basa su dispositivi che poggiano a terra a causa del loro peso. Altri sistemi che integrano anche la realtà virtuale, come quelli basati sulla tecnologia CAVE discussa nei capitoli precedenti, richiedono uno spazio completamente dedicato e attrezzature costose.

Il design di un dispositivo aptico per gli arti superiori completamente indossabile e autonomo, in grado di funzionare con la realtà virtuale, è ancora una sfida aperta. Questo capitolo presenta il protocollo utilizzato per valutare le prestazioni di SIDE. Gli aspetti valutati sono i massimi gradi di movimento (RoMs) che l'esoscheletro consente all'utente (primo protocollo), l'efficacia del feedback aptico (secondo protocollo), e come SIDE influisce sui movimenti dell'utente quando immerso nella realtà virtuale.

4.2 Soggetti

Dieci soggetti maschi sani, con un'età media di $27,3 \pm 4,0$ anni, un'altezza media di $179,5 \pm 7,4$ cm, una lunghezza media del omero di $23,2 \pm 2,1$ cm e una lunghezza media dell'avambraccio di $25,1 \pm 1,6$ cm, tutti destrorsi, sono stati arruolati nello studio.

Il gruppo sperimentale era composto esclusivamente da soggetti maschi perché l'esoscheletro è stato progettato utilizzando le misure di un adulto maschio alto 183 cm, con un omero di 24 cm e un avambraccio di 26 cm come riferimento. I partecipanti erano privi di disturbi articolari e neurologici e non avevano subito interventi chirurgici agli arti superiori nell'ultimo anno. I partecipanti hanno firmato un consenso scritto dopo aver spiegato loro lo scopo dello studio e l'intera procedura sperimentale. Tutte le procedure sono state conformi alla Dichiarazione di Helsinki.

Il protocollo sperimentale è stato eseguito presso l'Università "Niccolò Cusano" (Roma, Italia), dove è stato sviluppato il sistema di controllo. Per ciascun soggetto sono state effettuate misurazioni antropometriche, come: altezza corporea, lunghezza del piede (dal tallone alla punta), altezza della spalla (dal suolo alla vertebra C7), larghezza delle spalle (dall'acromion destro all'acromion sinistro in posizione neutra), distanza tra i gomiti (dal gomito destro al gomito sinistro con il soggetto in posizione T), distanza tra i polsi (presa con il soggetto in posizione T), apertura delle braccia (dalla punta del dito medio destro alla punta del dito medio sinistro, presa con il soggetto in posizione T), altezza del ginocchio (dal pavimento

al ginocchio in posizione neutra), altezza della caviglia (dal pavimento al malleolo).

La posizione neutra significa che il soggetto è in piedi con le spalle rilassate e le braccia lungo i fianchi. La posizione T (Fig. 4.1 a destra), invece, significa che il soggetto è in piedi con le braccia completamente estese a livello delle spalle per formare una T.

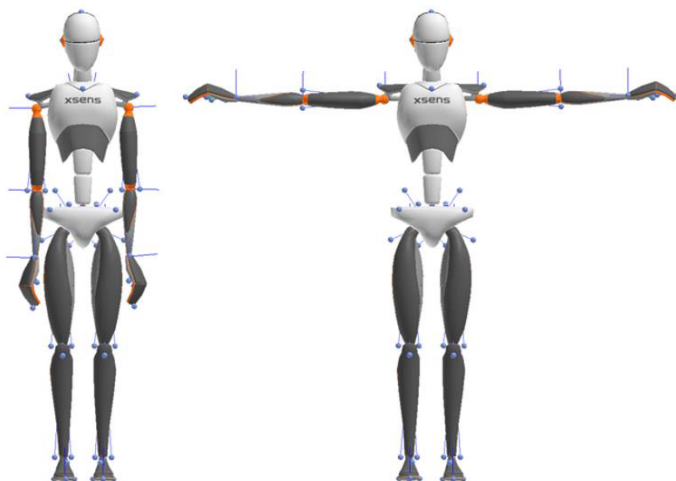


Figura 4.1: Posizione neutra a sinistra, posizione T a destra

4.3 Protocollo 1

Lo scopo del protocollo è valutare l'ampiezza di movimento (RoM) dell'esoscheletro attraverso movimenti di base, confrontando i movimenti effettuati senza l'esoscheletro con quelli effettuati con esso. Sono stati considerati i movimenti di abduzione/adduzione, flessione/estensione ed intra/extra rotazione dell'articolazione della spalla, nonché la flessione/estensione del gomito. I movimenti senza l'esoscheletro sono stati considerati come linea guida per comprendere quanto il sistema SIDE limiti i movimenti degli utenti. Per acquisire i movimenti è stato utilizzato il sistema Xsens con il software proprietario MVN.

4.3.1 Setup sperimentale

Un totale di 17 IMU sono state posizionate su tutti i segmenti del corpo dei soggetti. Più precisamente, sono state collocate sui piedi, stinchi, cosce, mani, avambracci, braccia superiori, scapole su entrambi i lati, bacino, sterno e testa

(Fig. 4.2). Per fissare la maggior parte dei sensori sono state utilizzate fasce in Velcro semi-elastiche, guanti speciali sono stati impiegati per le mani e la maglietta fornita con i sensori è stata utilizzata per quelli dello sterno e delle scapole.

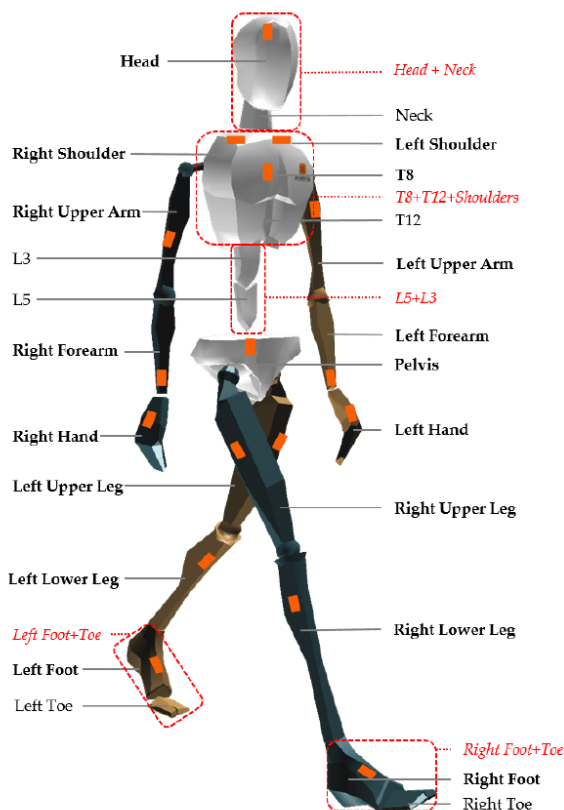


Figura 4.2: Segmento articolare con il corretto posizionamento dei sensori; i sensori sono rappresentati dagli elementi rettangolari arancioni.

Una volta posizionati i sensori sul soggetto, il sistema è stato calibrato utilizzando la procedura standard fornita dal programma MVN Analyze. Questa procedura prevede due fasi. Nella prima, il soggetto deve rimanere fermo in posizione N. Nella seconda, al soggetto viene chiesto di camminare all'interno di un volume di controllo. Per i test è stata utilizzata l'ultima versione del sistema SIDE, descritta in precedenza, e la posizione degli IMU non è stata modificata tra le due configurazioni.

4.3.2 Protocollo sperimentale

Il procedura prevedeva l'esecuzione di movimenti base della spalla e del gomito. Ai soggetti è stato chiesto di eseguire i seguenti movimenti:

- 10 elevazioni frontali (flessione/estensione della spalla);
- 10 elevazioni laterali (abduzione/adduzione della spalla);
- 10 rotazioni della spalla (intra/extra rotazione della spalla);
- 10 flessioni del gomito;

con e senza l'esoscheletro, per un totale di 80 ripetizioni per soggetto.



Figura 4.3: Posizione di partenza per i movimenti di rotazione di spalla

Per tutti i movimenti, eccetto la intra/extra rotazione della spalla, la posizione di partenza prevedeva che il soggetto stesse in piedi con il braccio destro in posizione neutra (disteso lungo il fianco con il palmo rivolto medialmente, posizione N).

Per i movimenti di rotazione della spalla, la posizione di partenza prevedeva che il soggetto stesse in piedi con il braccio sollevato (gomito all'altezza della spalla) e il gomito piegato a 90° (Fig.4.3).

Per evitare che i test fossero influenzati dal peso dell'esoscheletro e quindi prevenire un eccessivo affaticamento dei soggetti durante il suo utilizzo, l'esoscheletro è stato attivato in modalità di auto-compensazione del peso.

4.3.3 Questionari

Il comfort è un fattore cruciale nella progettazione e nell'uso degli esoscheletri, in quanto influisce direttamente sull'accettazione e sull'efficacia del dispositivo da parte degli utenti. Pertanto, un questionario ben strutturato può fornire informazioni preziose per migliorare il design e l'usabilità degli esoscheletri. Dopo i test con SIDE, i 10 soggetti hanno espresso le proprie valutazioni riguardo i seguenti ambiti:

- Valutazione del comfort a una scala che va da 1 (per niente confortevole) a 5 (molto confortevole)
- Valutazione del peso complessivo da una scala che va da 1 (poco sopportabile) a 5 (molto sopportabile)
- Valutazione del bilanciamento del peso da una scala che va da 1 (molto sbilanciante) a 5 (poco sbilanciante)
- Valutazione della fedeltà della dinamica simulata da una scala che va da 1 (bassa fedeltà) a 5 (alta fedeltà)

La tabella 4.1 mostra le valutazioni espresse dai soggetti analizzati.

Il confort di SIDE ha ricevuto una media di 3.4, un risultato comunque soddisfacente, tenendo in considerazione che si tratta comunque di un esoscheletro indossabile attivo, quindi anche con un peso rilevante, dovuto alla presenza di 4 motori (anche il peso ha ricevuto una valutazione mediamente alta, pari a 3.9). Abbiamo avuto pareri estremamente positivi riguardo il bilanciamento del peso (ottimizzato posizionato al meglio i vari componenti di SIDE), con una media di 4.1. Anche la fedeltà della dinamica simulata ha avuto un parere piuttosto positivo, con un valore di 3.9.

h!

Tabella 4.1: *Feedback sui parametri di SIDE da valutare*

Soggetto	Comfort	Peso	Bilanciamento	Fedeltà
1	3	4	5	3
2	4	5	4	5
3	3	5	4	5
4	4	4	5	4
5	3	3	5	4
6	3	4	4	3
7	4	5	2	3
8	3	2	4	4
9	4	4	4	4
10	3	3	4	4

4.3.4 Analisi dati

Il software MVN Analyze è stato utilizzato per elaborare i movimenti, richiedendo le misurazioni antropometriche del soggetto per calcolare diversi indici cinematici relativi alle articolazioni e ai segmenti del corpo. Il software offre anche la possibilità di estrarre questi indici utilizzando diversi riferimenti.

Per i movimenti di abduzione/adduzione e rotazione della spalla, è stato utilizzato il dataset relativo agli angoli di Eulero; per tutti gli altri movimenti (flessione/estensione della spalla e del gomito), è stato preferito il dataset relativo ai quaternioni. Più precisamente:

- Abduzione della spalla (angoli di Eulero, tripla XZY)
- Rotazione della spalla (angoli di Eulero, orientamento del segmento dell'avambraccio lungo l'asse X)
- Flessione della spalla (quaternione, tripla ZXY)
- Flessione del gomito (quaternione, tripla ZXY)

I dati sono stati elaborati utilizzando MATLAB (v.2022b, MathWorks, Natick, MA, USA). I segnali angolari sono stati utilizzati per la segmentazione, e successivamente è stata calcolata l'ampiezza di movimento (RoM). Come esempi, sono mostrati una registrazione non elaborata dell'abduzione della spalla e il risultato della segmentazione.

Per l'analisi statistica è stato applicato un test T di student, confrontando le prove eseguite con e senza esoscheletro. Le differenze sono state considerate significative quando p-value <0,05.

4.3.5 Risultati

La Figura 4.4 mostra i risultati del test T di student per l'escursione articolare (RoM) dei quattro movimenti.

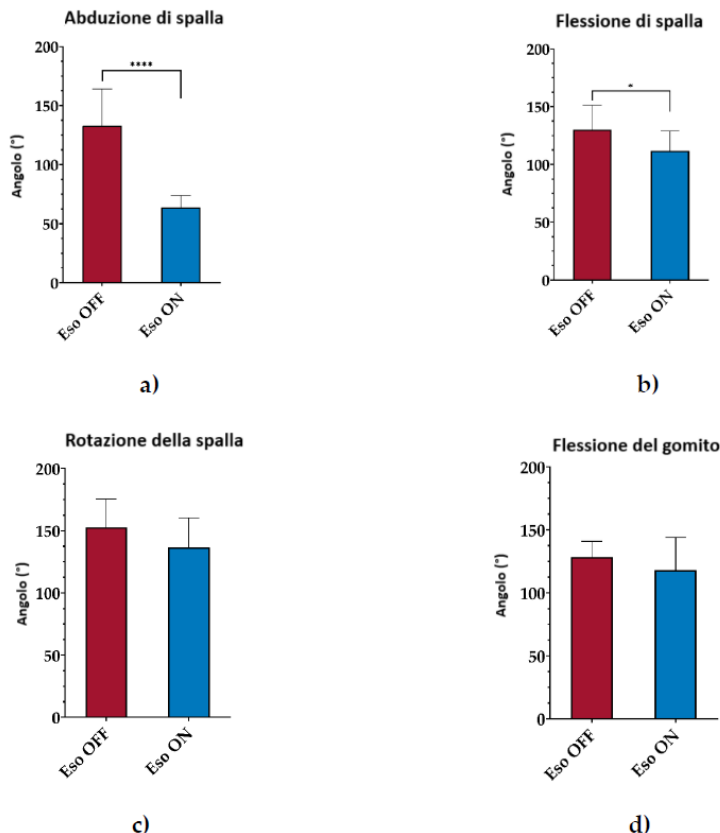


Figura 4.4: I risultati del test T condotto sui quattro movimenti analizzati. Le barre rosse mostrano i risultati senza esoscheletro, mentre le barre blu mostrano i risultati con esoscheletro: a) $p < 0,05$, b) $p < 0,01$, c) $p < 0,001$, d) $p < 0,0001$.

In particolare, la Figura 4.4(a) mostra i risultati per i movimenti di abduzione della spalla, dove è stata trovata una differenza significativa ($P < 0.0001$) tra le due condizioni. La Figura 4.4(b) mostra i risultati ottenuti per i movimenti di flessione della spalla, per i quali è stata trovata una differenza significativa ($P=0.047$). La Figura 4.4(c) mostra i risultati per la rotazione della spalla. La Figura 4.4(d) mostra i risultati per la flessione del gomito. Per tutti questi grafici, il blu ed il rosso rappresentano rispettivamente le condizioni senza e con esoscheletro.

La Tabella 4.2 mostra i valori medi e le deviazioni standard delle escursioni articolari (RoM) di entrambi i gruppi.

Tabella 4.2: Media e deviazione standard dei ROM dei movimenti analizzati

	Eso OFF	Eso ON
Abduzione di spalla	132.9° (31.02°)	63.7° (10.22°)
Flessione di spalla	130.1° (21.02°)	11.7° (17.26°)
Rotazione di spalla	152.6° (22.93°)	136.7° (23.45°)
Flessione di gomito	128.3° (12.6°)	118° (26.1°)

La Figura 4.5 mostra i grafici delle tendenze angolari durante i quattro movimenti. In particolare, la Figura 4.5(a) mostra l’abduzione della spalla; la Figura 4.5(b) mostra la flessione della spalla; la Figura 4.5(c) mostra la rotazione della spalla; la Figura 4.5(d) mostra la flessione del gomito. Come nei grafici precedenti, il rosso e il blu indicano rispettivamente le due condizioni, senza e con esoscheletro. La linea continua rappresenta la media dei due gruppi, mentre l’area ombreggiata rappresenta la loro deviazione standard.

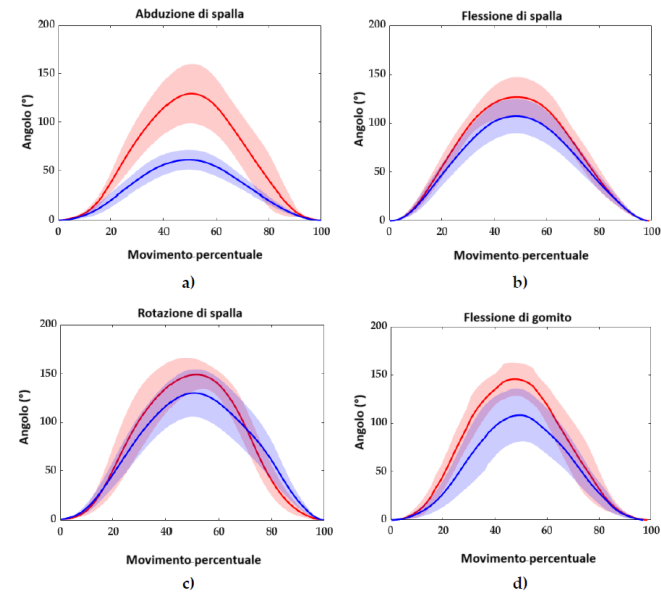


Figura 4.5: Andamenti medi dei due test. Il rosso rappresenta quelli senza esoscheletro, mentre il blu rappresenta quelli con esoscheletro.

I risultati mostrano che il movimento più influenzato dalla presenza dell’esoscheletro è l’abduzione della spalla. La causa di un’influenza così pronunciata potrebbe essere la posizione in cui è stato collocato il secondo servomotore. In-

fatti, quando il soggetto è in posizione neutra, il secondo motore si trova sopra la spalla, vicino all'articolazione acromion-clavicolare. Quando il soggetto tenta l'abduzione della spalla, è costretto a fermarsi per evitare che il motore colpisca la testa. Questo problema è già stato discusso nei capitoli precedenti. Le prime versioni di SIDE erano svantaggiose per l'ampiezza dell'escursione articolare (RoM). La decisione di cambiare la posizione di alcuni motori è stata presa anche per aumentare il più possibile questa ampiezza. Un altro movimento influenzato dalla presenza dell'esoscheletro è la flessione della spalla, sebbene in misura molto meno pronunciata rispetto al caso precedente. Le cause possono essere attribuite all'ingombro dei collegamenti 2 e 3. Per come sono progettati, nel momento in cui abbiamo la flessione della spalla, si verifica una collisione tra i due collegamenti. Più specificamente, la causa è l'angolo presente all'inizio del collegamento 3, vicino al terzo servomotore.

L'andamento degli angoli articolari dei quattro movimenti conferma i risultati ottenuti dal test T di student. Inoltre, questi grafici mostrano che il movimento più influenzato dal SIDE è l'abduzione della spalla, mentre gli altri sono influenzati meno fortemente. Si può anche osservare che la forma delle tendenze rimane invariata e assume quindi una forma a campana, sia nei test con esoscheletro (in blu) che senza (in rosso).

L'escursione articolare (RoM) delle articolazioni è generalmente utilizzata come indice per confrontare più dispositivi. Il confronto tra SIDE e altri robot esistenti è mostrato nella Tabella 4.3.

Tabella 4.3: Confronto del ROM di SIDE con i robot esistenti

Segmento articolare	Tipo di movimento	Range di movimento		
		SIDE	CAREX-7	Harmony
Spalla	Abduzione	64°	60°	118°
	Flessione	112°	70°	160°
	Rotazione	137°	40°	48°
Gomito	Flessione	118°	60°	45°

Per quanto riguarda il confronto con altri dispositivi, non sono stati trovati esoscheletri indossabili per feedback tattile che includano sia le articolazioni della spalla che del gomito. I due dispositivi nella Tabella 4.3 sono esoscheletri indossabili che non consentono al soggetto di muoversi liberamente, poiché la loro base è fissata al suolo.

Il confronto mostra che il SIDE ha escursioni articolari (RoM) maggiori rispetto al CAREX-7 [45], specialmente nei movimenti di rotazione della spalla e flessione del gomito. L'Harmony [46] ha escursioni articolari maggiori rispetto al SIDE, tranne che per la rotazione della spalla.

4.4 Protocollo 2

Il protocollo ha l'obiettivo di valutare il feedback tattile del SIDE. L'oggetto dello studio è come l'esoscheletro riesca ad ingannare bene il soggetto e, quindi, possa offrire la simulazione più realistica possibile. Un aspetto molto importante da tenere a mente è che la forza che SIDE applica al braccio del soggetto non è direttamente applicata alla mano, ma al polso. Il protocollo prevede il confronto tra due configurazioni diverse, con e senza esoscheletro.

Questo compito si basa sulle capacità propriocettive dei soggetti nel riconoscere e riorganizzare pesi di diverse masse. Poiché c'è un'influenza dalle capacità propriocettive, la configurazione senza esoscheletro fungerà da riferimento per stabilire la bontà di tale capacità nei soggetti.

4.4.1 Setup sperimentale

Il set up nell'ambiente reale è stato realizzato utilizzando 5 oggetti identici posizionati su un tavolo. Più precisamente, sono state utilizzate lattine riempite di ghiaia. I liquidi sono stati evitati per rendere i due test il più simili possibile.

Il set up nell'ambiente virtuale è stato realizzato in UNITY (V 3.6.0) e presenta sempre un tavolo con cinque oggetti identici. Il dispositivo utilizzato per l'immersione nell'ambiente virtuale è un HTC VIVE Pro (V1, Fig. 4.6).



Figura 4.6: HTC VIVE pro V1

Per questo studio è stato utilizzato un setup a due telecamere. Sono state seguite le linee guida fornite dal produttore per il loro posizionamento, quindi sono state collocate in un'area elevata sopra lo spettatore (2,5 m sopra il suolo), inclinate di 20° verso il basso e distanti 5 m l'una dall'altra, rivolte l'una verso l'altra. Prima di iniziare le prove in realtà virtuale, il dispositivo necessita di ca-

librazione per riconoscere il volume di gioco e permettere al soggetto di muoversi liberamente nell'ambiente virtuale. Questa calibrazione è stata eseguita seguendo quella suggerita dal software Steam VR.

I pesi (Fig. 4.7) per entrambe le prove hanno una massa di 0,5 kg, 1 kg, 1,5 kg, 2 kg e 2,5 kg.



Figura 4.7: Set-up nell'ambiente virtuale a sinistra, quello reale a destra.

È stato deciso di non superare i 2,5 kg per motivi di sicurezza. È essenziale che gli oggetti siano identici affinché i soggetti non debbano utilizzare altri organi sensoriali, come la vista o l'udito, ma si affidino solo alla proprioccezione per determinare il peso che stanno sollevando.

4.4.2 Protocollo sperimentale

Il compito consiste nel riordinare cinque oggetti identici in ordine crescente da sinistra a destra, allo stesso modo per entrambe le configurazioni. Prima di ogni prova, gli oggetti vengono mescolati casualmente in modo che il soggetto non possa vedere l'ordine in cui sono stati posizionati. Il soggetto non ha alcun limite di tempo per completare il compito e può utilizzare solo il braccio destro per spostare i pesi. Una volta terminato, viene controllato l'ordine stabilito dal soggetto. Questa procedura viene ripetuta cinque volte per entrambe le configurazioni, per un totale di dieci prove per soggetto.

I risultati dei test vengono rivelati solo ed esclusivamente alla fine, in modo che il soggetto non venga influenzato in alcun modo, senza dare la possibilità di memorizzare la sequenza e la sensazione propriocettiva da un test all'altro.

4.4.3 Analisi dati

Per ogni soggetto, è stata ottenuta una tabella 5x5 in cui viene assegnato un valore unitario per i pesi posizionati correttamente e un valore nullo per quelli errati. Le tabelle sono state elaborate con MATLAB per ottenere il tasso di successo

per ogni prova, dove il 100% rappresenta il valore massimo quando il soggetto posiziona correttamente tutti i pesi. Infine, è stata calcolata la media del tasso di successo per ciascun soggetto.

Ulteriori osservazioni sono state condotte per indagare se ci fosse una particolare concentrazione su determinati pesi.

4.4.4 Risultati

La Figura 4.8 mostra i risultati ottenuti dal secondo protocollo. I risultati sono riportati in forma percentuale, dove il 100% rappresenta l'esecuzione perfetta del compito e quindi il completo riconoscimento del peso di tutti gli oggetti.

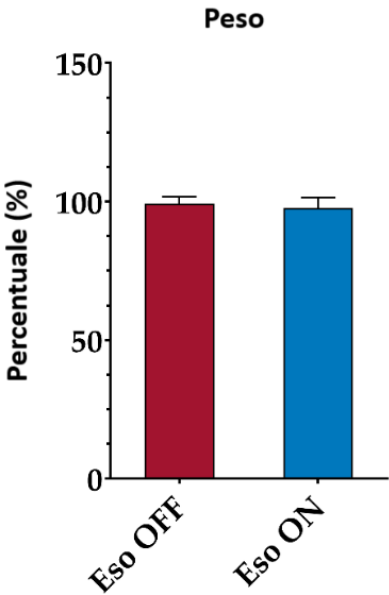


Figura 4.8: Risultati del protocollo 2

Le barre rosse e blu rappresentano rispettivamente le condizioni senza e con esoscheletro.

Prima di discutere i risultati, vale la pena menzionare che ogni errore è associato al posizionamento errato di due pesi, che si verificano sempre in coppia.

In entrambe le condizioni i soggetti hanno ottenuto i punteggi più alti. Per la condizione senza esoscheletro, solo un soggetto ha posizionato erroneamente una

coppia di pesi. In particolare, sono stati confusi il quarto e il quinto, corrispondenti rispettivamente ai pesi di 2 kg e 2,5 kg.

Per la condizione con esoscheletro, gli errori totali sono stati tre, con tre coppie diverse (1-2, 2-3 e 4-5), per tre soggetti diversi. Si può dedurre che l'esoscheletro sia in grado di fornire un feedback tattile capace di distinguere i diversi pesi con buona precisione. Gli errori si sono sempre verificati in coppia con pesi adiacenti e, poiché i risultati nel test senza SIDE sono eccellenti ($99,2\% \pm 2,5$ di tasso di successo), non sono dovuti a possibili problemi di propriocezione dei soggetti reclutati per l'esperimento. Sicuramente l'esoscheletro ha una limitazione, al di sotto della quale non riesce a fornire un feedback accurato del peso da simulare. Data la piccola e irregolare frequenza degli errori durante le prove con SIDE ($97,6\% \pm 3,9$ di tasso di successo), è difficile speculare sulle loro possibili cause. Pertanto, verranno condotti ulteriori esperimenti per indagare e comprendere meglio il problema. In ogni caso, sembra che le prestazioni di SIDE siano molto promettenti, poiché il feedback tattile fornito è adeguato e funzionale allo scopo per cui SIDE è stato progettato.

4.5 Protocollo 3

Il terzo protocollo ha lo scopo di testare quanto il SIDE influisca sui movimenti di un soggetto immerso in un ambiente virtuale. È stato scelto di far eseguire questi compiti per analizzare movimenti più realistici e meno puri rispetto a quelli elementari su cui si basa il primo protocollo.

Anche in questo caso, sono state condotte due prove, una senza e una con SIDE. Le prime prove servono sempre a stabilire una linea guida, che verrà poi confrontata con le seconde prove.

In entrambe le prove, il soggetto è immerso nella realtà virtuale e indossa un IMU (unità di misura inerziale) per analizzare i suoi movimenti. Vengono analizzati quattro movimenti, che saranno spiegati accuratamente in seguito. Si può notare che il terzo protocollo è il più articolato di tutti, poiché coinvolge tutti i sistemi visti finora, ma è quello che ha permesso di verificare appieno le prestazioni di base dell'esoscheletro.

4.5.1 Setup sperimentale

Il setup sperimentale consiste in 17 IMU che il soggetto indossa su ciascun segmento articolare. È stata seguita la stessa procedura del primo protocollo per il loro posizionamento e calibrazione. Per la realtà virtuale è stato utilizzato il software UNITY, configurato e calibrato allo stesso modo del protocollo 2.

Poiché lo scopo del protocollo è testare l'influenza del dispositivo nei movimenti misti, e non le prestazioni del feedback tattile, SIDE è stato acceso e mantenuto in modalità di auto-compensazione del peso. Inoltre, accendere il feedback tattile avrebbe comportato due test diversi, poiché gli oggetti movimentati in entrambi i test sono virtuali e non possiedono inerzia.

4.5.2 Protocollo sperimentale

Ci sono quattro compiti nel protocollo, tutti ripetuti con e senza esoscheletro. In dettaglio, essi sono:

- Aprire e chiudere una porta scorrevole (Fig. 4.9(a)) con un movimento parallelo al suolo;
- Aprire e chiudere una persiana (Fig. 4.9(b)) con un movimento perpendicolare al suolo;
- Sollevare e abbassare una corda (Fig. 4.9(c));
- Girare una valvola (Fig. 4.9(d)).

Tutti i movimenti, ad eccezione della persiana, sono stati eseguiti dai soggetti in posizione eretta, posti di fronte all'oggetto con cui dovevano interagire. Per la persiana, i soggetti sono stati lasciati liberi di muoversi come ritenevano opportuno per completare il compito.

Tutti i movimenti sono stati eseguiti cinque volte senza esoscheletro e cinque volte con esoscheletro, per un totale di 40 ripetizioni per soggetto.

I movimenti relativi alla corda e alla persiana avvengono nel piano YZ del sistema di coordinate del laboratorio e sono principalmente eseguiti lungo l'asse Z. Il movimento della porta avviene nel piano XZ del sistema di coordinate del laboratorio e viene effettuato principalmente lungo la direzione X. Il movimento della valvola, invece, avviene nel piano XY del sistema di coordinate del laboratorio e viene eseguito in entrambe le direzioni.

Gli elementi virtuali associati ai quattro movimenti appena descritti, con gli assi del sistema di coordinate del laboratorio, sono mostrati nella figura 4.9.

4.5.3 Analisi dati

Anche in questo caso, i dati provenienti dalle IMU sono stati estratti utilizzando il software MVN Analyze, che genera file Excel per ogni prova contenenti informazioni riguardanti le articolazioni, la posizione, la velocità e l'accelerazione

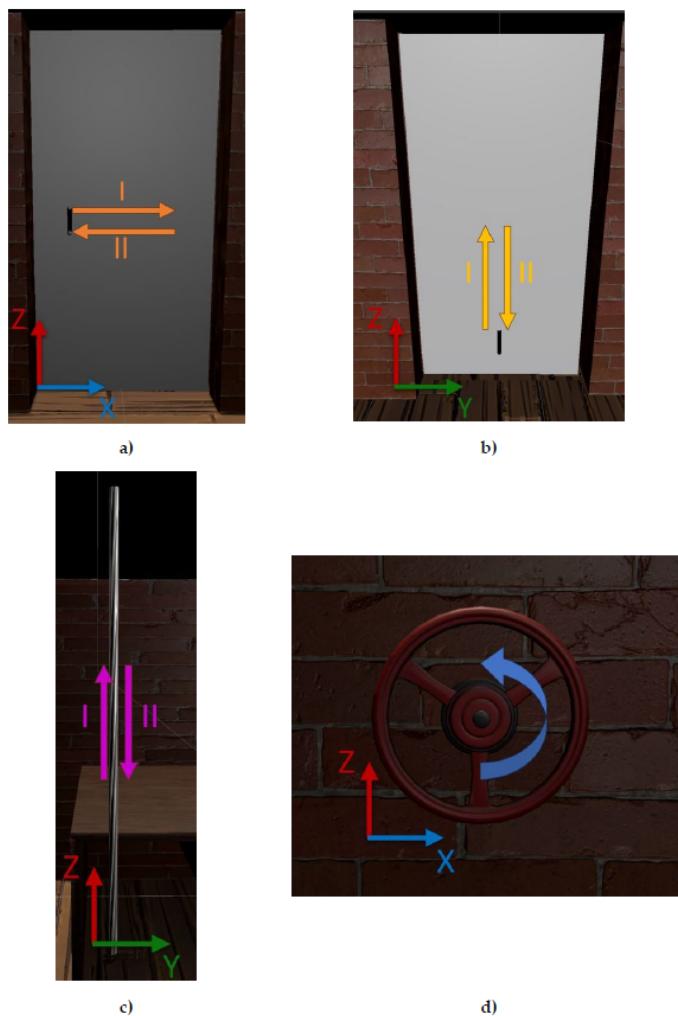


Figura 4.9: Elementi virtuali: a) porta scorrevole; b) persiana; c) corda; d) valvola

dei segmenti articolari. Questi file sono stati successivamente elaborati nell'ambiente MATLAB. Per la segmentazione dei compiti con corda, persiana e valvola, è stata utilizzata la posizione della mano lungo l'asse Z del laboratorio come segnale per identificare l'inizio e la fine di ogni ripetizione. Per il compito della porta scorrevole, è stata utilizzata la posizione della mano lungo l'asse X del laboratorio. In tutti i casi, le ripetizioni iniziano e terminano quando il valore dei parametri considerati raggiunge zero. Gli intervalli trovati sono stati utilizzati per segmentare anche gli altri parametri analizzati.

In dettaglio, i parametri analizzati sono:

- Abduzione della spalla (Quaternione, tripla ZXY)
- Flessione della spalla (Quaternione, tripla ZXY)
- Rotazione della spalla (Quaternione, tripla ZXY)
- Flessione del gomito (Quaternione, tripla ZXY)
- Posizione della mano (Quaternione, lungo X, Y e Z separatamente)

Per l'analisi statistica, sono state calcolate le medie dell'escursione articolare (RoM) della spalla e del gomito e dell'escursione della mano (RoE) di ciascun soggetto, in entrambe le condizioni, e successivamente è stato applicato un test t per evidenziare le differenze tra le due condizioni. Le differenze sono state considerate significative quando $p\text{-value} < 0,05$.

4.5.4 Risultati

La Figura 4.10 mostra i risultati del test T di student condotto sui range di movimento (RoM) di spalla e gomito durante il movimento di apertura e chiusura di una porta scorrevole orizzontale. In particolare, la figura 4.10(a) mostra i risultati per il RoM di abduzione della spalla, la figura 4.10(b) mostra i risultati ottenuti per il RoM di flessione della spalla, la figura 4.10(c) mostra i risultati per il RoM di rotazione della spalla e la figura 4.10(d) mostra i risultati per il RoM di flessione del gomito.

Non sono state trovate differenze significative in nessuno di questi indici.

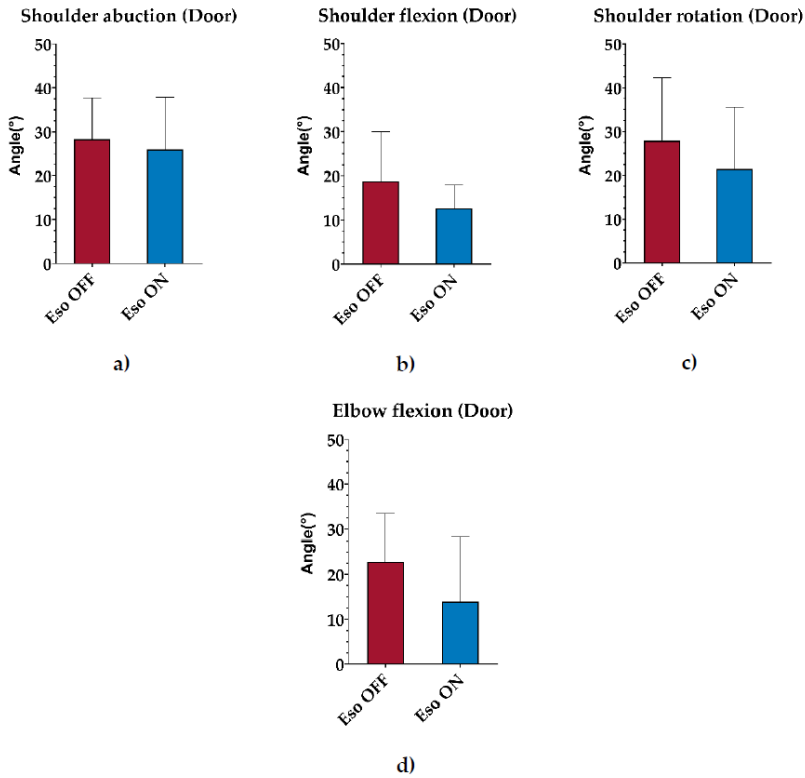


Figura 4.10: Risultato del test *T* di student sulla porta scorrevole orizzontale condotto sui range di movimento (RoM) di spalla e gomito: a) abduzione della spalla; b) flessione della spalla; c) rotazione della spalla; d) flessione del gomito.

La Figura 4.11 mostra i risultati del test *T* di student condotto sulla gamma di movimento (RoE) della mano durante il movimento di apertura e chiusura di una porta scorrevole orizzontale. In particolare, la figura 4.11(a) mostra i risultati per la RoE della mano lungo l'asse X, la figura 4.11(b) mostra i risultati per la RoE della mano lungo l'asse Y e la figura 4.11(c) mostra i risultati per la RoE della mano lungo l'asse Z.

Anche in questo caso non sono state trovate differenze significative in nessuno di questi indici.

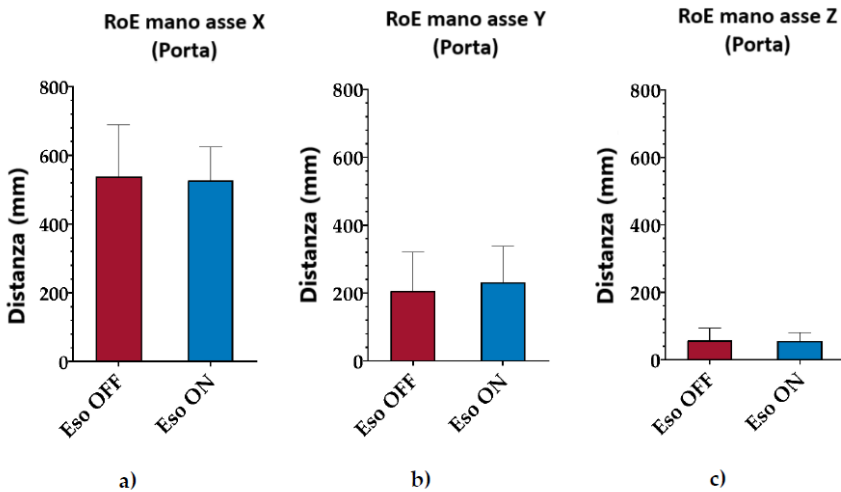


Figura 4.11: Risultato del test *T* sulla porta scorrevole orizzontale condotto sulla gamma di movimento (RoE) della mano: a) lungo l'asse X; b) lungo l'asse Y; c) lungo l'asse Z.

Per le figure 4.10 e 4.11, le barre rosse e blu rappresentano rispettivamente le condizioni senza e con esoscheletro.

La Figura 4.12 mostra i risultati del test *T* di student condotto sui range di movimento (RoM) di spalla e gomito durante il movimento di apertura e chiusura di una serranda verticale. In particolare, la figura 4.12(a) mostra i risultati per il RoM di abduzione della spalla, la figura 4.12(b) mostra i risultati ottenuti per il RoM di flessione della spalla, la figura 4.12(c) mostra i risultati per il RoM di rotazione della spalla e la figura 4.12(d) mostra i risultati per il RoM di flessione del gomito.

Sono state riscontrate differenze significative nel RoM della flessione della spalla ($p\text{-value} < 0,05$) e nella rotazione della spalla ($p\text{-value} < 0,05$).

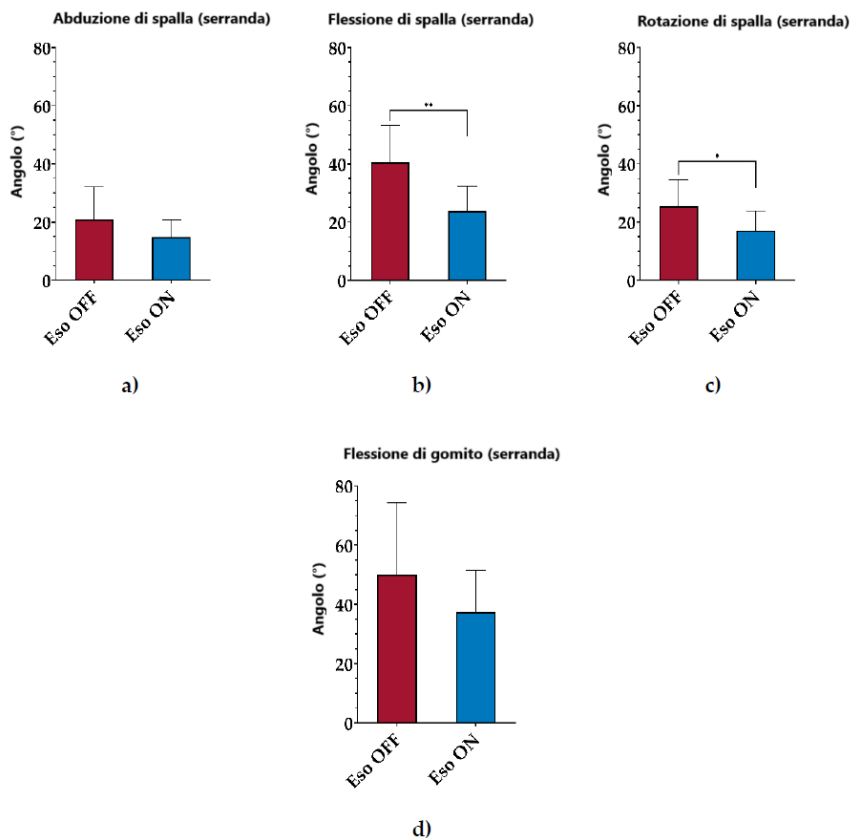


Figura 4.12: Risultato del test *T* distudent condotto sui range di movimento (RoM) di spalla e gomito nel movimento della serranda verticale: a) abduzione della spalla; b) flessione della spalla; c) rotazione della spalla; d) flessione del gomito.

La Figura 4.13 mostra i risultati del test *T* di student condotto sulla gamma di movimento (RoE) della mano durante il movimento di apertura e chiusura di una serranda verticale. In particolare, la figura 4.13(a) mostra i risultati per la RoE della mano lungo l'asse X, la figura 4.13(b) mostra i risultati per la RoE della mano lungo l'asse Y e la figura 4.13(c) mostra i risultati per la RoE della mano lungo l'asse Z.

Non sono state riscontrate differenze significative.

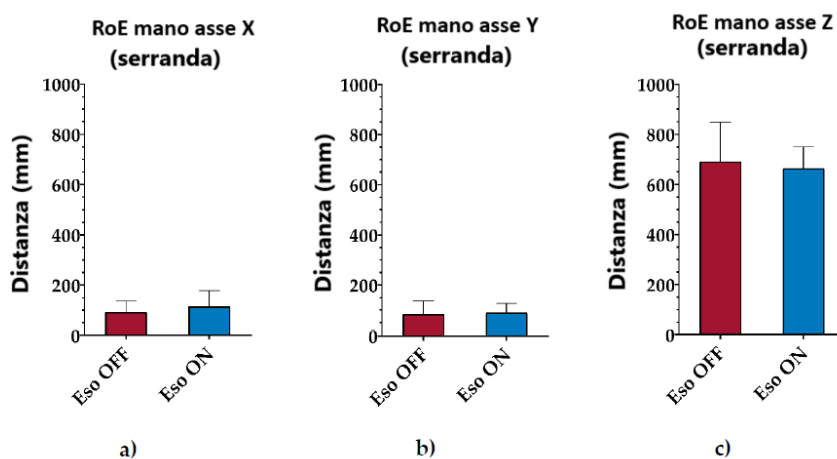


Figura 4.13: Risultato del test *T* di student condotto sulla gamma di movimento (RoE) della mano durante il movimento della serranda verticale: a) lungo l'asse X; b) lungo l'asse Y; c) lungo l'asse Z.

La Figura 4.14 mostra i risultati del test *T* di student condotto sui range di movimento (RoM) di spalla e gomito durante il movimento della corda. In particolare, la figura 4.14(a) mostra i risultati per il RoM di abduzione della spalla, la figura 4.14(b), la figura 4.14(c) mostra i risultati per il RoM di rotazione della spalla e la figura 4.14(d) mostra i risultati per il RoM di flessione del gomito.

Le barre rosse e blu rappresentano rispettivamente le condizioni senza e con esoscheletro. Sono state riscontrate differenze significative nel RoM di rotazione della spalla ($p < 0,05$) e nella flessione del gomito ($p < 0,05$).

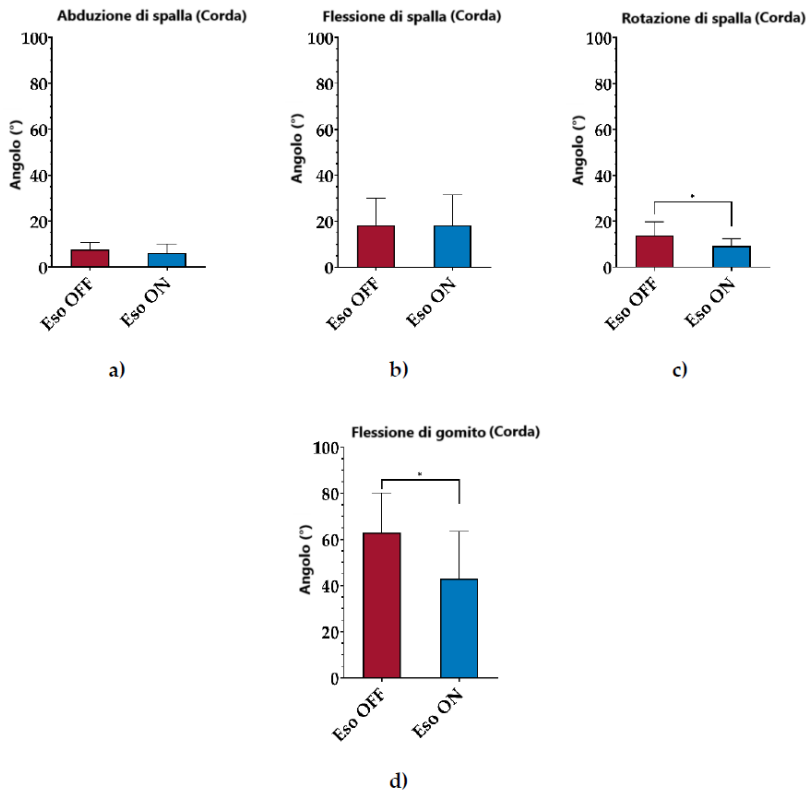


Figura 4.14: Risultati del test *T* condotto sui range di movimento (RoM) di spalla e gomito durante il movimento della corda: a) abduzione della spalla; b) flessione della spalla; c) rotazione della spalla; d) flessione del gomito.

La Figura 4.15 mostra i risultati del test *T* di student condotto sulla gamma di movimento (RoE) della mano durante il movimento della corda. In particolare, la figura 4.15(a) mostra i risultati per la RoE della mano lungo l'asse X, la figura 4.15(b) mostra i risultati per la RoE della mano lungo l'asse Y e la figura 4.15(c) mostra i risultati per la RoE della mano lungo l'asse Z.

Non sono state riscontrate differenze significative.

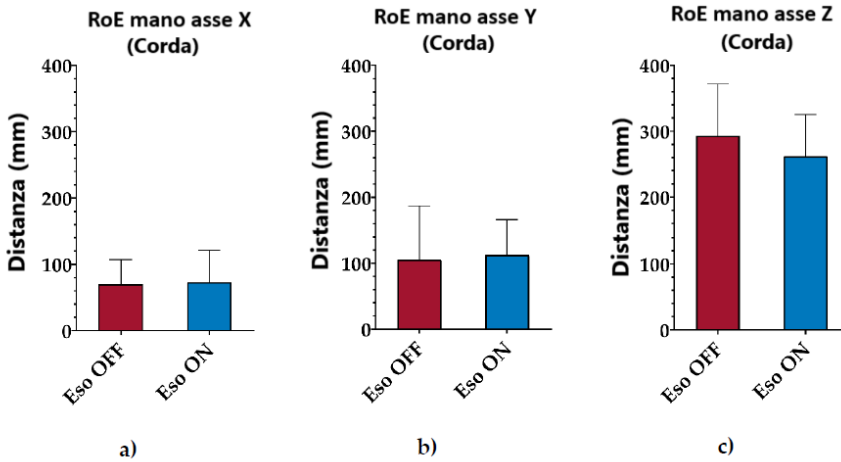


Figura 4.15: Risultato del test T di student condotto sulla gamma di movimento (RoE) della mano durante il movimento della corda: a) lungo l'asse X; b) lungo l'asse Y; c) lungo l'asse Z.

La Figura 4.16 mostra i risultati del test T di student condotto sui range di movimento (RoM) di spalla e gomito durante il movimento della valvola. In particolare, la figura 4.16(a) mostra i risultati per il RoM di abduzione della spalla, la figura 4.16(b) mostra i risultati ottenuti per il RoM di flessione della spalla, la figura 4.16(c) mostra i risultati per il RoM di rotazione della spalla e la figura 4.16(d) mostra i risultati per il RoM di flessione del gomito.

Non sono state riscontrate differenze significative in nessuno di questi indici.

La Figura 4.17 mostra i risultati del test T di student condotto sulla gamma di movimento (RoE) della mano durante il movimento della valvola. In particolare, la figura 4.17(a) mostra i risultati per la RoE della mano lungo l'asse X, la figura 4.17(b) mostra i risultati per la RoE della mano lungo l'asse Y e la figura 4.17(c) mostra i risultati per la RoE della mano lungo l'asse Z.

Non sono state riscontrate differenze significative in nessuno di questi indici.

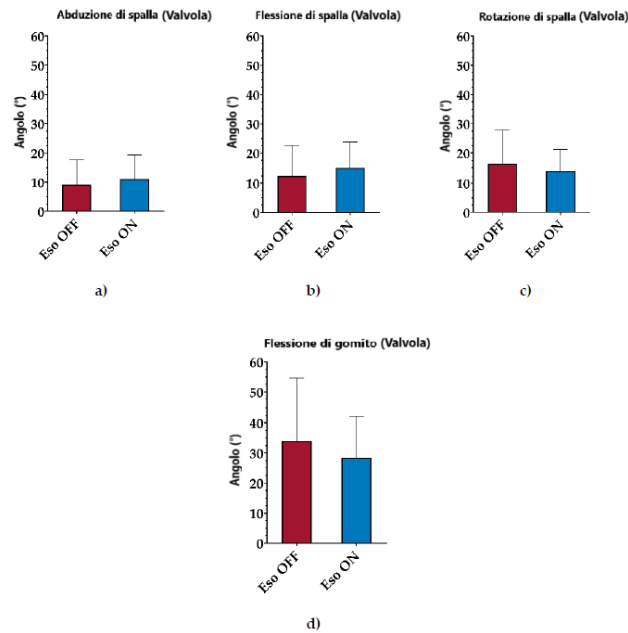


Figura 4.16: Risultati del test *T* condotto sui range di movimento (RoM) di spalla e gomito durante il movimento della valvola: a) abduzione della spalla; b) flessione della spalla; c) rotazione della spalla; d) flessione del gomito.

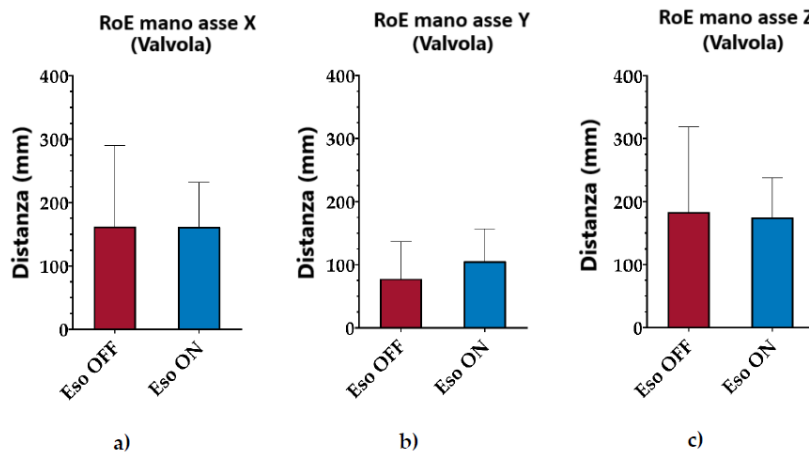


Figura 4.17: Risultati del test *T* di student condotto sulla gamma di movimento (RoE) della mano durante il movimento della valvola: a) lungo l'asse X; b) lungo l'asse Y; c) lungo l'asse Z.

Prima di procedere con la discussione dei risultati, è importante sottolineare che, in questo protocollo, ai soggetti non sono state fornite istruzioni specifiche per eseguire i movimenti richiesti. Questi sono stati eseguiti nel modo più naturale possibile per verificare l'efficienza reale della cinematica del SIDE.

Gli unici RoM che hanno mostrato differenze significative nel test T sono stati quelli della corda (Fig. 4.14 - c e d) e della serranda (Fig. 4.12 - b e c). Entrambi si sviluppano principalmente nella direzione verticale (asse Z), il che significa che l'esoscheletro potrebbe influenzare i movimenti dei soggetti lungo questa direzione. Riguardo il movimento della serranda, risultava il gesto più complesso, in quanto richiedeva ai soggetti di piegarsi e afferrare una maniglia molto vicino al suolo, essi hanno inevitabilmente dovuto usare tutto il corpo per eseguire il compito, aumentando la casualità dei risultati.

Per il movimento della corda, si osserva significatività nelle tendenze della flessione del gomito, concordante con il test T di student, e nell'abduzione della spalla.

Si può quindi affermare che la presenza del SIDE influenza il comportamento dell'arto superiore nell'articolazione della spalla quando si eseguono movimenti verticali della mano. La principale differenza tra questi due movimenti è che parte del movimento della corda avviene sopra la spalla, mentre il movimento della maniglia avviene dal suolo fino al bacino.

Si può quindi affermare che: per i movimenti che portano la mano verso la parte superiore del corpo, SIDE influisce principalmente sull'abduzione della spalla e sulla flessione del gomito; per i movimenti che portano la mano verso la parte inferiore del corpo, l'influenza del SIDE è maggiore nella flessione e rotazione della spalla. Questo è dovuto alla configurazione che il braccio robotico assume durante il movimento. Quando si trasporta la corda sopra la testa, i soggetti limitano l'uso dei movimenti di abduzione della spalla a causa della posizione del primo motore vicino alla testa. Sono quindi costretti a compensare questa difficoltà con l'articolazione del gomito per completare il compito. Quando si porta la mano verso il suolo, SIDE si avvicina a una configurazione di gimbal-lock del secondo e terzo motore, che porta a comportamenti anomali nella flessione e rotazione della spalla.

Tuttavia, SIDE non sembra influenzare la posizione della mano. Nelle principali direzioni in cui si sviluppano i movimenti, non appare una differenza significativa nel test T di student della RoE, né una differenza nelle tendenze della posizione.

Si può quindi affermare che la cinematica del SIDE è in grado di far seguire ai soggetti il movimento della mano che desiderano effettuare. La sua presenza ha una minima influenza sul comportamento della spalla, specialmente nella flessione durante i movimenti verticali predominanti della mano. Studi futuri si concentreranno sull'aumento del numero di partecipanti al protocollo per investigare meglio

l'effetto del SIDE sui comportamenti della spalla e del gomito. Altri indici, come la velocità della mano e le velocità angolari delle articolazioni, saranno anche analizzati per indagare quanto SIDE impatti sul comportamento dinamico dell'arto superiore.

Capitolo 5

Attività supplementari

Sono state svolte ulteriori ricerche durante il corso di dottorato, tra cui lo studio di un sensore di pressione da integrare con SIDE (non utilizzato per i test descritti nel capitolo precedente) ed un esoscheletro per il giunto di caviglia (To Rank).

5.1 Progettazione e Caratterizzazione di un Sensore in Tessuto Intelligente per Riconoscere l'Intenzione Umana in Applicazioni Robotiche

Il riconoscimento dell'intenzione umana rappresenta ancora una sfida affascinante nella progettazione di esoscheletri indossabili per l'uso quotidiano. Sebbene i sensori basati su biosegnali siano i più diffusi in questo contesto, l'innovazione introdotta dai tessuti intelligenti conduttivi può superare le limitazioni dell'analisi dei biosegnali legate agli artefatti di movimento e al rapporto segnale-rumore. Questo articolo si propone di progettare e caratterizzare metrologicamente un sensore innovativo basato su tessuti intelligenti da integrare negli esoscheletri indossabili per gli arti superiori.

Il sensore è composto da due unità piezoresistive, realizzate con un tessuto conduttivo intelligente, e una struttura meccanica, stampata in 3D con filamento PC/ABS, per integrarlo nell'esoscheletro. È stato realizzato un banco di prova per caratterizzare metrologicamente il sensore in termini di linearità, ripetibilità, tempo di risposta e isteresi. La caratterizzazione è stata eseguita sia in condizioni di compressione che di trazione.

Per entrambe le unità piezoresistive è stato riscontrato un errore di linearità inferiore al 6%, con una sensibilità media pari a 0,06 V/N e 0,08 V/N, rispetti-

vamente. È stata trovata una variabilità sempre inferiore al 5% nella misura di 2 kg e 5 kg, valutando la possibilità di utilizzare tale sensore per l'applicazione desiderata. È stato riscontrato un errore medio di isteresi fino al 20%, mentre i valori medi della costante di tempo sono risultati pari a 0,28 s e 0,73 s per le unità piezoresistive sensibili alla compressione e alla trazione, rispettivamente.

Questi risultati confermano la possibilità di utilizzare i tessuti intelligenti per il riconoscimento dell'intenzione umana, sfruttando i vantaggi associati al costo, alla flessibilità, alla facile interpretazione dei dati e alla non invasività. La validazione della bontà del sistema meccanico ha portato all'approfondimento delle varie tipologie di tessuti resistivi presenti in commercio, quali: Eeontex, Eeontex 2 e Velostat. Le due diverse tipologie di Eeontex differiscono nello spessore, come verrà specificato in seguito.

5.1.1 Materiali e metodi

Unità piezoresistiva

Il tessuto EeonTex, composto da microfibra con funzionalità piezoresistiva e formato dal 72% di nylon e dal 28% di spandex, mentre il Velostat è un materiale costituito da un foglio polimerico (poliolefine) impregnato di carbon black per renderlo in qualche modo elettricamente conduttivo. Inoltre, sono stati utilizzati due diversi tipi di Eeontex, che differiscono dallo spessore del foglio. Le proprietà fisiche e meccaniche dei tessuti conduttivi sono riassunte nella Tabella 5.1.

Tabella 5.1: Caratteristiche fisiche e meccaniche dei tessuti conduttivi

Proprietà	Eeontex (1)	Eeontex (2)	Velostat
Spessore	0.60 mm	0.80 mm	0.45 mm
Resistenza a trazione	> 450 N	450 N	>2000 PSI
Elongazione a rottura	40%	40%	150%
Resistenza a strappo	12 N	12 N	45 N
Resistività superficiale	8-105 Ω/mm^2	8-105 Ω/mm^2	<50 Ω/mm^2

Per la realizzazione delle unità piezoresistive, è stato utilizzato lo schema riportato nella Figura 5.1. Come osservato, l'Eeontex è stato posizionato tra due strati di Ripstop, utilizzando due adesivi aggiuntivi con l'obiettivo di mantenere unita l'unità piezoresistiva. Gli strati di Ripstop sono stati collegati tramite due cavi a una scheda elettrica esterna per convertire l'uscita del sensore in tensione. Più specificamente, il Ripstop è un tessuto conduttivo realizzato al 100% in nylon, con le seguenti caratteristiche: peso 65 g/m², resistenza alla trazione 132 N/cm x 96 N/cm, resistenza allo strappo 6 N/cm. Per la realizzazione del sensore, sono state realizzate due unità piezoresistive, con le seguenti dimensioni: 25.0 x 9.0 x

5.1 Progettazione e Caratterizzazione di un Sensore in Tessuto Intelligente per Riconoscere l'Int

1.5 mm per la prima unità piezoresistiva e 30.0 x 12.0 x 1.5 mm per la seconda unità (Figura

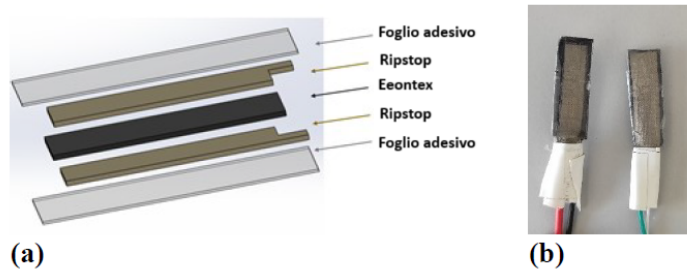


Figura 5.1: a) Struttura degli strati dell'unità piezoresistiva; b) Le due unità piezoresistive realizzate

5.1.2 Progettazione del sensore

Il design meccanico del sensore è stato realizzato utilizzando il software CAD SolidWorks. I principali componenti del sistema meccanico sono: (i) pistone; (ii) cappuccio superiore; (iii) base; e (iv) molle, come illustrato nella Figura 5.2.

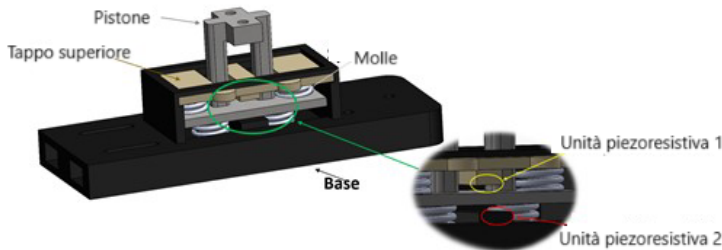


Figura 5.2: Componenti del sensore

La base ha una struttura rettangolare con una lunghezza complessiva di 74 mm, un'altezza di 22 mm e una profondità di 40 mm. Il cappuccio superiore è utilizzato per chiudere il sensore e mantenere le molle nella loro posizione. Inoltre, l'unità piezoresistiva 1 è posizionata sul cappuccio superiore, in modo da essere attivata quando il pistone si muove verso l'alto. Al contrario, l'unità piezoresistiva 2 è posizionata sulla base ed è attivata quando il pistone si muove verso il basso. Il pistone è in grado di muoversi in direzione verticale, sia verso l'alto che verso il basso, grazie a due guide circolari che scivolano all'interno di due fori appositi realizzati sulla base, come illustrato nella Figura 5.3.

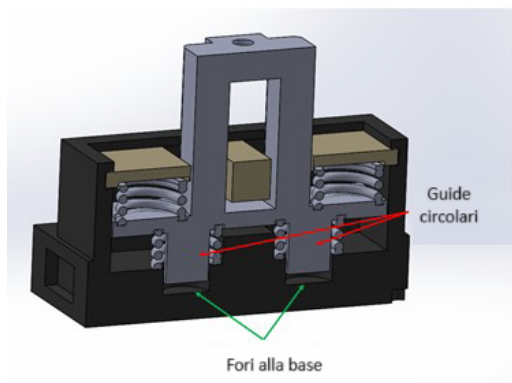


Figura 5.3: *Dettagli del sistema meccanico*

Le molle sono caratterizzate da una costante elastica pari a $1,58 \text{ kN/m}$, diametro esterno di $7,62 \text{ mm}$, e sei spire di diametro $0,56 \text{ mm}$. In particolare, sono state utilizzate quattro molle, disposte a coppie sui lati opposti del pistone e fissate alla sua superficie tramite scanalature speciali.

Come accennato, il sensore è stato progettato per essere integrato in un esoscheletro attivo per gli arti superiori. La geometria è stata concepita per permettere l'integrazione del sensore nell'esoscheletro attraverso un supporto parallelo all'omero. In particolare, la base del sensore sarà collegata all'esoscheletro utilizzando due guide prismatiche e due viti M4. Per fissare il pistone al braccio dell'utente, sarà aggiunta una conchiglia semicircolare sulla parte superiore del pistone e poi, sarà fissata al braccio dell'utente con cinghie adeguate, come mostrato nella Figura 5.4. In questa configurazione, le unità piezoresistive 1 e 2 verranno attivate solo quando l'utente muove, rispettivamente, il braccio verso l'alto e verso il basso.

Realizzazione

Il sensore è stato stampato in 3D in un unico processo mediante modellazione a deposizione fusa (FDM) utilizzando una Raise3D Pro2 (Raise3D Technologies, Cina). Il sensore è stato realizzato con un filamento di PC/ABS (filoalfa, MI, Italia) con un diametro di $0,75 \pm 0,05 \text{ mm}$. Le proprietà fisiche e meccaniche del materiale sono riportate nella Tabella 5.2.

Il software IdeaMaker è stato utilizzato per progettare i layer e configurare i parametri di produzione. È stato scelto uno spessore del layer di $0,22 \text{ mm}$ e una temperatura di $110 \text{ }^{\circ}\text{C}$ per compensare il fenomeno di warping. La temperatura dell'ugello è stata impostata a $250 \text{ }^{\circ}\text{C}$. Inoltre, è stata selezionata una velocità di stampa di 50 mm/s per il filamento PC/ABS. Le temperature della stampante sono state scelte in base al datasheet del fornitore, e una densità di riempimento

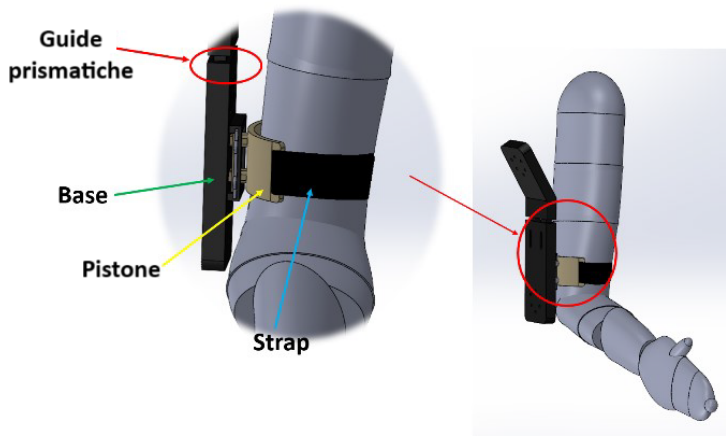


Figura 5.4: Integrazione del sensore con il link dell’esoscheletro

Tabella 5.2: Caratteristiche fisiche e meccaniche Del filamento PC/ABS

Proprietà	Valore nominale
Densità	1.103 g/cm ²
Resistenza a trazione	46.1 MPa
Modulo di flessione	1910 MPa
Resistenza a flessione	71.6 MPa

del 25% è stata scelta come compromesso tra resistenza meccanica e tempo di produzione.

Scheda elettrica

La resistenza dell’unità piezoresistiva è stata misurata utilizzando un circuito a potenziometro. In particolare, ogni sensore è stato alimentato con una tensione di 5V, collegato a una resistenza dello stesso valore dell’unità piezoresistiva in condizioni di assenza di carico, come riportate in tabella 5.3. L’output è stato acquisito mediante il dispositivo di acquisizione dati National Instruments USB-6003 e processato tramite il software LabView 2019. Le connessioni elettriche sono riportate in Figura 5.5.

Tabella 5.3: Resistenza delle unità piezoresistive

Tessuto conduttivo	Unità piezoresistiva 1	Unità piezoresistiva 2
EeonTex (1) -1 layer	4.5 k Ω	7.5 k Ω
EeonTex (1) -2 layers	6 k Ω	8.5 k Ω
EeonTex (1) -3 layers	7.5 k Ω	10 k Ω
EeonTex (2) -1 layer	2.4 k Ω	7.2 k Ω
EeonTex (2) -2 layers	5.2 k Ω	9.8 k Ω
EeonTex (2) -3 layers	7.8 k Ω	11.5 k Ω
Velostat - 1 layer	8 k Ω	17 k Ω
Velostat - 2 layers	13 k Ω	24 k Ω
Velostat - 3 layers	16 k Ω	31 k Ω

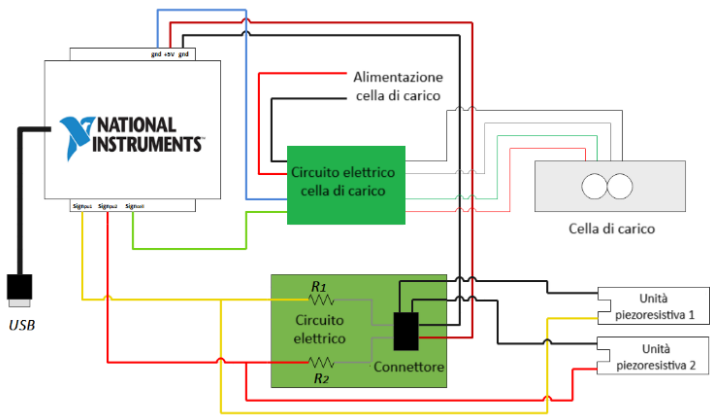


Figura 5.5: Connessioni elettriche per l'acquisizione dati

5.1.3 Caratterizzazione metrologica

Setup sperimentale

Per la caratterizzazione metrologica del sensore è stata utilizzata una cella di carico di tipo S (DYLY-103-5KG) con fondo scala di 50 N, collegandola rigidamente ad esso. Gli output del sensore e della cella di carico sono stati acquisiti tramite il software LabView a una frequenza di campionamento di 1000 Hz. L'allestimento sperimentale è mostrato in Figura 5.6.

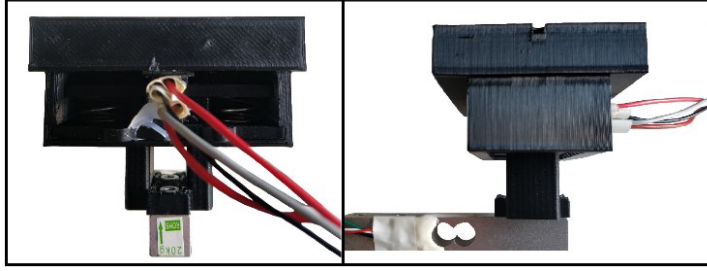


Figura 5.6: Setup sperimentale per la caratterizzazione metrologica

Procedura sperimentale

Il sensore è stato caratterizzato in termini di linearità, tempo di risposta, isteresi e ripetibilità. La sensibilità e la linearità sono state analizzate applicando manualmente un carico incrementale fino a 30 N. La ripetibilità è stata valutata analizzando l'output del sensore in termini di valore massimo raggiunto dopo l'applicazione di masse di 1 kg, 2 kg e 3 kg. Il tempo di risposta del sensore è stato testato analizzando l'output del sistema quando masse di 1 kg, 2 kg e 3 kg sono state applicate e rimosse dal sensore.

Per l'analisi dell'isteresi, il sensore è stato sollecitato con carichi incrementali e decrementali, applicati manualmente, fino a circa 35 N per una durata totale del test pari a 20 s.

Tutti i test sopra menzionati sono stati eseguiti cinque volte, sia in condizioni di compressione che di trazione. In particolare, i test di compressione hanno sollecitato l'unità piezoresistiva 2, mentre quelli di trazione l'unità piezoresistiva 1.

Analisi dati

- Sensibilità e linearità:

La sensibilità è stata calcolata come coefficiente angolare della retta di regressione. Per quanto riguarda la linearità, è stata valutata attraverso il calcolo della curva di calibrazione utilizzando la cella di carico come riferimento e applicando il metodo della regressione lineare. Per l'applicazione della regressione lineare, sono stati considerati circa 1.000 campioni con un intervallo da 0 a 40 N. Successivamente, l'errore di linearità è stato calcolato come:

$$\epsilon_{lin} = \frac{|y_i - \hat{y}_i|_{max}}{FS} \cdot 100 \quad (5.1)$$

Dove FS rappresenta l'output a piena scala, y_i e $y_i^{\wedge}$ sono, rispettivamente, l'output e l'output stimato del sensore. La sensibilità e l'errore di linearità sono stati calcolati per ciascuna ripetizione sia nei test di compressione che di trazione. Infine, sono stati calcolati i valori medi e le deviazioni standard tra le ripetizioni, indipendentemente per le due condizioni di test.

- **Ripetibilità:**

La ripetibilità del sensore nella misurazione di masse di 2 kg e 5 kg è stata valutata calcolando il valore massimo dell'output del sensore dopo l'applicazione delle masse. Questa operazione è stata eseguita per ciascuna ripetizione sia nei test di compressione che di trazione. Successivamente, è stata considerata la deviazione standard delle cinque ripetizioni all'interno della stessa condizione di test per quantificare la ripetibilità. L'errore di ripetibilità è stato espresso in volt.

- **Tempo di risposta:**

Il tempo di risposta è stato calcolato analizzando la risposta al gradino dei sensori, modellandola come uno strumento di primo ordine. Il tempo di risposta è stato condotto per ciascuna ripetizione sia nei test di compressione che di trazione, utilizzando masse di 2 kg e 5 kg. Infine, sono stati calcolati il valore medio e la deviazione standard tra le ripetizioni, indipendentemente dalle due condizioni di test e dal valore della massa.

- **Isteresi:**

L'errore di isteresi è stato calcolato computando la differenza massima tra la condizione caricata e quella non caricata, normalizzata rispetto all'uscita a piena scala e espressa come percentuale. L'errore di isteresi è stato calcolato per ciascuna ripetizione sia nei test di compressione che di trazione. Infine, sono stati calcolati il valore medio e la deviazione standard tra le ripetizioni, indipendentemente dalle due condizioni di test.

5.1.4 Risultati

I risultati ottenuti dalla procedura di calibrazione sono riportati in tabella 5.4, entrambi riguardo la sensibilità e l'errore di linearità.

Sulla base dei risultati ottenuti per Eeontex 1 e 2, i valori di sensibilità sia in trazione che in compressione sono abbastanza simili. Nel caso del sensore a 2 strati si nota solo una leggera diminuzione della sensibilità. Per Eeontex 1, con 1 e 3 strati, otteniamo valori di sensibilità di circa 0,15 V/N, indicando che Eeontex 1 ha valori di sensibilità più elevati. Tuttavia, il sensore Velostat mostra valori di sensibilità media più elevati in compressione rispetto a trazione.

Tabella 5.4: Media (Deviazioni Standard) della Sensibilità e dell'Errore di Linearità per Test di Compressione e Trazione

Tessuto conduttivo	Sensitività [V/N] Unità piezoresistiva 1	Sensitività [V/N] Unità piezoresistiva 2
EeonTex(1) –1 layer	0.15 (0.03)	0.17 (0.04)
EeonTex(1)–2 layers	0.094 (0.06)	0.072 (0.08)
EeonTex(1)–3 layers	0.146 (0.05)	0.140 (0.03)
EeonTex (2) –1 layer	-0.025 (0.02)	-0.03 (0.03)
EeonTex(2) –2 layers	-0.05 (0.03)	0.05 (0.05)
EeonTex(2) –3 layers	-0.058 (0.04)	-0.04 (0.04)
Velostat – 1 layer	-0.02 (0.03)	-0.11 (0.02)
Velostat – 2 layers	-0.18 (0.03)	-0.06 (0.02)
Velostat – 3 layers	-0.13 (0.03)	-0.07 (0.02)

Per quanto riguarda l'errore di linearità, diminuisce con l'aumentare del numero di strati per tutti e tre i tipi di tessuto intelligente conduttivo. Per le prove di compressione, i valori più bassi sono stati ottenuti con Eeontex (1) a 2 strati (11,17%) e i valori più alti con Eeontex (2) a 1 strato (31,84%). Per le prove di trazione, l'errore di linearità più basso è stato riscontrato con Eeontex (2) a 3 strati (5,9%) e i valori più alti con Eeontex (2) a 1 strato (29,8%), come mostrato nella tabella 5.5.

Tabella 5.5: Errore di linearità per i test a Trazione e Compressione.

Tessuto conduttivo	Errore di linearità [%] Unità piezoresistiva 1	Errore di linearità [%] Unità piezoresistiva 2
EeonTex(1) –1 layer	13.66	16.03
EeonTex(1)–2 layers	10.30	11.17
EeonTex(1)–3 layers	10.11	12.6
EeonTex (2) –1 layer	29.8	31.84
EeonTex(2) –2 layers	19.04	19.5
EeonTex(2) –3 layers	5.92	17.1
Velostat – 1 layer	20	13.2
Velostat – 2 layers	17.8	15.54
Velostat – 3 layers	16.5	13.1

Le tabelle 5.6, 5.7 e 5.8 riportano i risultati dei test di ripetibilità per entrambe le condizioni di prova nella misurazione della portata in corrispondenza di 1 kg, 2 kg e 3 kg.

Tabella 5.6: *Media (Deviazione standard) dell'output del sensore quando è caricato con 1 kg, in entrambe le condizioni di test.*

Tessuto conduttivo	Unità piezoresistiva 1 [V]	Unità piezoresistiva 2 [V]
EeonTex(1) –1 layer	1.48 (0.04)	0.64 (0.04)
EeonTex(1)–2 layers	1.03 (0.05)	0.91 (0.06)
EeonTex(1)–3 layers	1.34 (0.13)	1.64 (0.02)
EeonTex (2) –1 layer	0.98 (0.02)	0.49 (0.05)
EeonTex(2) –2 layers	1.4 (0.03)	1.13 (0.05)
EeonTex(2) –3 layers	1.31 (0.04)	0.9 (0.05)
Velostat – 1 layer	1.86 (0.03)	1.93 (0.21)
Velostat – 2 layers	1.78 (0.04)	1.78 (0.18)
Velostat – 3 layers	1.48 (0.06)	1.65 (0.21)

Tabella 5.7: *Media (Deviazione standard) dell'output del sensore quando è caricato con 2 kg, in entrambe le condizioni di test.*

Tessuto conduttivo	Unità piezoresistiva 1 [V]	Unità piezoresistiva 2 [V]
EeonTex(1) –1 layer	2.8 (0.02)	2.75 (0.08)
EeonTex(1)–2 layers	2.44 (0.09)	1.91 (0.18)
EeonTex(1)–3 layers	3.55 (0.02)	2.53 (0.02)
EeonTex (2) –1 layer	1.01 (0.02)	0.69 (0.02)
EeonTex(2) –2 layers	1.66 (0.05)	1.31 (0.04)
EeonTex(2) –3 layers	1.55 (0.03)	1.20 (0.06)
Velostat – 1 layer	2.26 (0.04)	3.20 (0.25)
Velostat – 2 layers	2.06 (0.02)	2.44 (0.09)
Velostat – 3 layers	1.97 (0.03)	2.11 (0.13)

Confrontando i tre diversi tipi di tessuti intelligenti sottoposti a vari carichi, EeonTex 2 ha dimostrato una migliore ripetibilità, associata a una deviazione standard inferiore. Al contrario, Velostat ha mostrato risultati di ripetibilità peggiori nei test di compressione. Si conferma come il velostat 2 soffra di una maggiore non linearità. Sulla base di questi risultati, il sensore sviluppato può essere considerato adatto all'applicazione prevista. Fornisce misurazioni ripetibili della forza dell'utente, che possono essere utilizzate come input per il sistema di controllo per attivare con precisione gli attuatori dell'esoscheletro, garantendo un'adeguata modulazione della coppia.

Tabella 5.8: Media (Deviazione standard) dell'output del sensore quando è caricato con 3 kg, in entrambe le condizioni di test.

Tessuto conduttivo	Unità piezoresistiva 1 [V]	Unità piezoresistiva 2 [V]
EeonTex(1) –1 layer	3.29 (0.02)	3.15 (0.04)
EeonTex(1)–2 layers	3.25 (0.09)	2.67 (0.12)
EeonTex(1)–3 layers	3.45 (0.07)	2.71 (0.07)
EeonTex (2) –1 layer	1.16(0.02)	0.67 (0.04)
EeonTex(2) –2 layers	1.63 (0.05)	1.33 (0.02)
EeonTex(2) –3 layers	1.86 (0.05)	1.41 (0.04)
Velostat – 1 layer	2.75 (0.02)	3.60 (0.12)
Velostat – 2 layers	2.22 (0.05)	2.71 (0.28)
Velostat – 3 layers	2.16 (0.03)	2.54 (0.27)

Come mostrato nella tabella 5.9, l'errore di isteresi diminuisce all'aumentare del numero di strati. I migliori risultati si ottengono con Eeontex 1 con 3 strati, mentre il risultato peggiore si osserva con Eeontex 2 con 1 strato. I test di compressione mostrano risultati significativamente migliori rispetto ai test di trazione.

Tabella 5.9: Errore di isteresi dell'output del sensore.

Tessuto conduttivo	Unità piezoresistiva 1 [%]	Unità piezoresistiva 2 [%]
EeonTex(1) –1 layer	26.8	16.1
EeonTex(1)–2 layers	26.4	11.2
EeonTex(1)–3 layers	24.1	12.6
EeonTex (2) –1 layer	145	31.84
EeonTex(2) –2 layers	34.8	19.5
EeonTex(2) –3 layers	30.1	17.1
Velostat – 1 layer	28.7	13.2
Velostat – 2 layers	31.2	15.4
Velostat – 3 layers	27.6	13.1

Un esempio della curva di isteresi relativa alle unità piezoresistive è riportata in Figura 5.7.

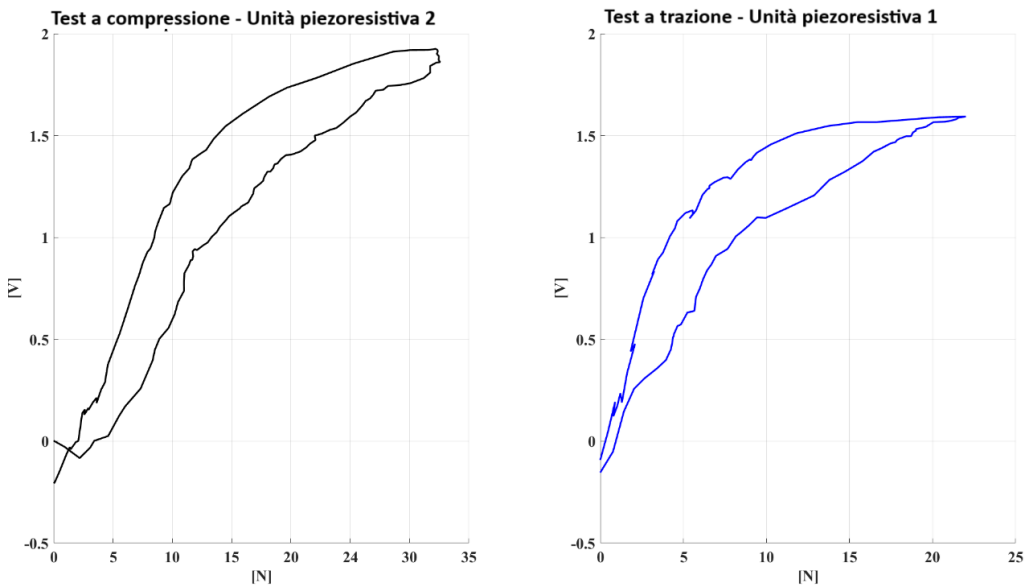


Figura 5.7: Esempio di Curva di Isteresi per le Due Unità Piezoresistive

Nelle Tabelle 5.10, 5.11 e 5.12 sono riportati i valori dei tempi di risposta per prove con 1 kg, 2 kg e 3 kg, per i diversi tipi di tessuti e strati. Come possiamo vedere, l'Eeontex 1 ha valori di tau sensibilmente inferiori rispetto alle altre due tipologie di tessuti, mentre l'aumento del numero di strati non incide sul tempo di risposta.

Tabella 5.10: Tempo di risposta (deviazione standard) dopo l'applicazione di 1 kg, in entrambe le condizioni.

Tessuto conduttivo	Unità piezoresistiva 1 [s]	Unità piezoresistiva 2 [s]
EeonTex(1) -1 layer	0.58 (0.97)	0.16 (0.09)
EeonTex(1)-2 layers	0.15 (0.03)	0.06 (0.03)
EeonTex(1)-3 layers	0.26 (0.02)	0.07 (0.04)
EeonTex (2) -1 layer	0.26 (0.95)	0.22 (0.19)
EeonTex(2) -2 layers	0.17 (0.62)	0.22 (0.21)
EeonTex(2) -3 layers	0.16 (0.58)	0.18 (0.08)
Velostat - 1 layer	0.14 (0.05)	0.32 (0.44)
Velostat - 2 layers	0.16 (0.04)	0.03 (0.09)
Velostat - 3 layers	0.14 (0.05)	0.3 (0.11)

Tabella 5.11: Tempo di risposta (deviazione standard) dopo l'applicazione di 2 kg, in entrambe le condizioni.

Tessuto conduttivo	Unità piezoresistiva 1 [s]	Unità piezoresistiva 2 [s]
EeonTex(1) -1 layer	0.22 (0.13)	0.11 (0.05)
EeonTex(1)-2 layers	0.23 (0.07)	0.11 (0.02)
EeonTex(1)-3 layers	0.3 (0.13)	0.18 (0.02)
EeonTex (2) -1 layer	0.39 (0.19)	0.13 (0.06)
EeonTex(2) -2 layers	0.22 (0.08)	0.20 (0.23)
EeonTex(2) -3 layers	0.21 (0.11)	0.15 (0.10)
Velostat - 1 layer	0.15 (0.09)	0.19 (0.10)
Velostat - 2 layers	0.18 (0.06)	0.20 (0.24)
Velostat - 3 layers	0.16 (0.06)	0.22 (0.18)

Tabella 5.12: Tempo di risposta (deviazione standard) dopo l'applicazione di 3 kg, in entrambe le condizioni.

Tessuto conduttivo	Unità piezoresistiva 1 [s]	Unità piezoresistiva 2 [s]
EeonTex(1) -1 layer	0.31 (0.23)	0.15 (0.08)
EeonTex(1)-2 layers	0.29 (0.11)	0.15 (0.06)
EeonTex(1)-3 layers	0.27 (0.17)	0.16 (0.07)
EeonTex (2) -1 layer	0.17 (0.08)	0.17 (0.72)
EeonTex(2) -2 layers	0.26 (0.13)	0.19 (0.15)
EeonTex(2) -3 layers	0.22 (0.19)	0.17 (0.26)
Velostat - 1 layer	0.19 (0.05)	0.18 (0.11)
Velostat - 2 layers	0.21 (0.05)	0.19 (0.03)
Velostat - 3 layers	0.22 (0.05)	0.17 (0.09)

La Figura 5.8 illustra il comportamento del sensore in seguito all'applicazione e rimozione di una massa di 2 kg. In particolare, il tempo di risposta osservato si allinea bene con i risultati di diversi studi, dove si afferma che è necessario un ritardo inferiore a 300 ms tra l'intenzione del movimento umano e il suo riconoscimento per le applicazioni in tempo reale.

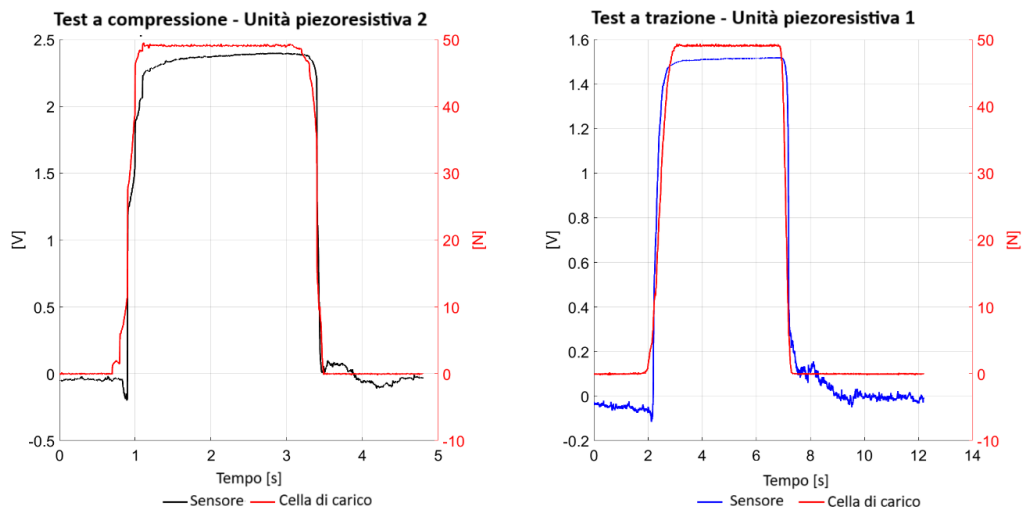


Figura 5.8: La figura mostra la risposta del sensore in seguito all'applicazione e alla rimozione di una massa di 2 kg, confrontata con l'output del carico cella. Le curve blu e nera rappresentano le uscite dei sensori durante i test di trazione e compressione, rispettivamente, mentre la curva rossa rappresenta l'uscita della cella di carico.

5.1.5 Conclusioni

E' stata eseguita la caratterizzazione metrologica di un sensore composto da due unità piezoresistive realizzate con un tessuto intelligente, capace di riconoscere l'intenzione umana per applicazioni robotiche. I risultati ottenuti confermano la possibilità di integrare tale sensore in un esoscheletro indossabile per gli arti superiori, da utilizzare sia per la formazione di lavoratori industriali sia come strumento riabilitativo per pazienti affetti da disturbi muscoloscheletrici. In particolare, il sensore è caratterizzato da un tempo di risposta adeguato e da un'ottima ripetibilità, che consente di riconoscere non solo la direzione del movimento ma anche l'intensità. Ulteriori studi dovrebbero essere condotti per ottimizzare la linearità e l'isteresi dei sensori, nonché per valutare le prestazioni del sensore una volta integrato nell'esoscheletro.

5.2 To RANK: Robotic Ankle

Nonostante la grande quantità di esoscheletri disponibili, il loro utilizzo nella vita quotidiana è ancora limitato a causa della mancanza di test in ambienti reali. To RANK rappresenta un esoscheletro per caviglia indossabile per l'assistenza al cammino. Il sistema è stato testato su terreni irregolari. Il nostro RANK (Robotic ANKle) è dotato di un servomotore ed un meccanismo a quattro barre è utilizzato per la trasmissione del moto. È stato realizzato un tutore regolabile stampato in 3D in PC/ABS per collegare l'esoscheletro alla gamba dell'utente. Il sistema di controllo elabora i segnali di uscita di tre sensori piezoresistivi posti sulla soletta. La coppia viene fornita durante la fase di swing per limitare la flessione plantare e prevenire il piede cadente. Due soggetti maschi sani sono stati arruolati nello studio. I test sperimentali consistono in compiti di camminata eseguiti su tre diverse condizioni di terreno (piatto, morbido e irregolare) con e senza esoscheletro. La cinematica umana è stata raccolta tramite unità di misura inerziale (IMU). Gli effetti dell'esoscheletro alla caviglia sugli angoli delle articolazioni degli arti inferiori sono stati valutati in termini di intervallo di movimento (ROM). Il metodo della mappa parametrica statistica è stato applicato anche per confrontare le curve degli angoli delle articolazioni. Come previsto, è stata trovata una riduzione del ROM della caviglia in tutte le condizioni di terreno tra i percorsi eseguiti con e senza esoscheletro. Non sono stati osservati effetti sulle articolazioni dell'anca e del ginocchio. Inoltre, non sono state osservate differenze significative durante quasi tutta la fase del ciclo di camminata indipendentemente dalle condizioni del terreno. I risultati dimostrano la capacità dell'esoscheletro di funzionare correttamente indipendentemente dal tipo di superficie di camminata.

5.2.1 Progettazione meccanica

La figura 5.9 mostra la struttura meccanica dell'esoscheletro di caviglia.

Considerando la necessità di assistere i pazienti per evitare l'evento di drop-foot, abbiamo progettato il RANK (Robotic ANKle), che è un esoscheletro per caviglia indossabile che consente movimenti attivi solo nel piano sagittale; quindi, l'esoscheletro è caratterizzato da un grado di libertà. La struttura meccanica dell'esoscheletro è composta da: (i) un tutore per il collegamento con il polpaccio dell'utente; (ii) un modulo per la trasmissione della coppia; e (iii) una soletta sensorizzata per il riconoscimento del movimento umano, con una lunghezza totale di 0,44 m.

Telaio meccanico

Il telaio meccanico dell'esoscheletro è composto da un tutore, al quale è attaccato il modulo dell'articolazione grazie alla presenza di fori di montaggio. Il tutore è stato progettato con software CAD e stampato in 3D con la Raise3D Pro (Raise

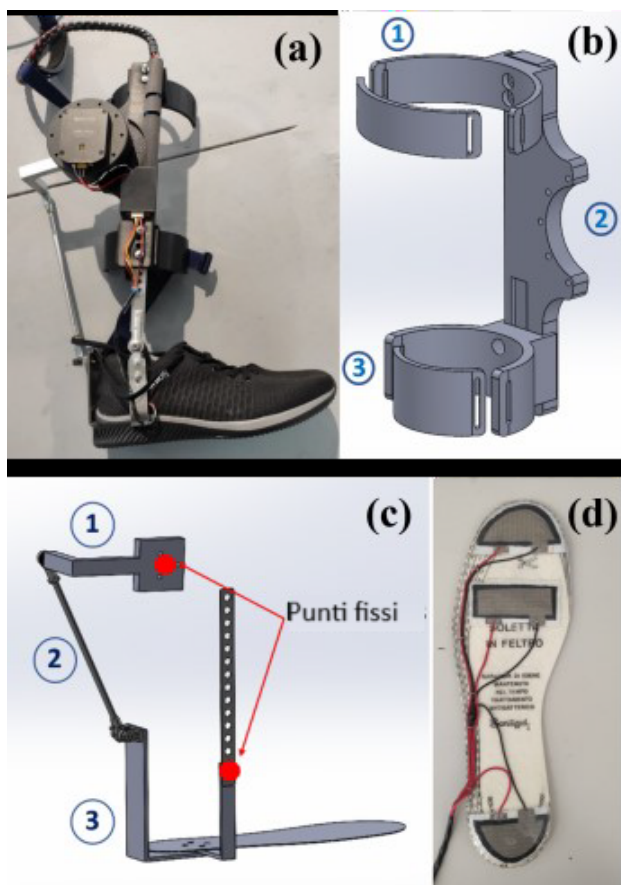


Figura 5.9: (a) Esoscheletro per caviglia indossabile, (b) componenti del tutore, dove (1) rappresenta il collegamento al polpaccio dell'utente, (2) il supporto di collegamento del motore e (3) il collegamento alla caviglia dell'utente, e (c) il modulo di trasmissione della coppia, dove (1), (2) e (3) rappresentano le tre barre del meccanismo a quattro barre. Il (3) include anche la soletta metallica. (d) Soletta equipaggiata con tre sensori piezoresistivi.

Technologies, Cina), utilizzando un filamento PC/ABS (filoalfa, MI, Italia) con un diametro di $1,75 \pm 0,05$ mm. Il tutore, come mostrato nella Figura 5.9(b), è composto da due gusci collegati al polpaccio del paziente in due punti, corrispondenti alla caviglia e alla prominente superiore del polpaccio, e dal supporto tra i due gusci.

Le dimensioni del supporto sono 270x40x15 mm, mentre i due gusci hanno uno spessore di 5 mm e 8 mm e un raggio di curvatura di 70 mm e 60 mm, rispettivamente per quello collegato al polpaccio e alla caviglia. Per garantire ergonomia e comfort dell'utente, la parte interna del guscio è stata rivestita con un tessuto morbido e spesso. Per garantire il fissaggio del tutore al arto, sono montati dei cinturini regolabili in velcro sui gusci. Inoltre, la distanza tra i due gusci può essere regolata in base alla lunghezza del polpaccio dell'utente. La massa totale del tutore è di 273 g.

Modulo di trasmissione

Il modulo articolare è equipaggiato con un servomotore RMD-X8 Pro (Gyems, Cina). L'RMD-X8 è un servomotore dotato di un encoder magnetico a 18 bit e di un controller per il controllo della posizione, della velocità e della coppia. Le specifiche del servomotore sono riportate nella Tabella 5.13 .

***Tabella 5.13:** Specifiche del servomotore RMD-X8 PRO*

Specifiche	Valore nominale
Dimensioni	9.9 x 9.9 x 4.8 cm
Massa	708 g
Rapporto di riduzione	6:1
Potenza nominale	330 W
Coppia nominale	13 Nm
Coppia massima	35 Nm
Velocità nominale	155 rpm

La trasmissione della coppia si basa su un meccanismo a quattro barre, come mostrato in Figura 5.9(c). I dettagli delle tre barre sono riportati nella Tabella 5.14. Il motore trasmette la coppia alla caviglia ruotando la staffa 1; la staffa 2 è collegata alle altre barre tramite giunti a cerniera; la staffa 3 è fissata alla scarpa attraverso una suola in acciaio che facilita la flessione dorsale e plantare del piede. Quando si indossa l'esoscheletro, la suola in acciaio deve essere inserita nella scarpa dell'utente. È importante notare che la quarta barra del meccanismo è rappresentata dalla gamba dell'utente. Considerando il tutore, il modulo di trasmissione della coppia e la suola sensorizzata, la massa totale dell'esoscheletro è di 1,3 kg.

Tabella 5.14: *Dettagli meccanici delle barre. Per la numerazione delle staffe, vedere la figura 5.9(c)*

Staffa	Tipologia	Materiale	Dimensioni [mm]	Peso [g]
1	L	Alluminio	125 x 63 x 52	147
2	Dritta	Acciaio	205 x 5 ϕ	82
3	L	Acciaio	134 x 94 x 40	95

Soletta sensorizzata

Il sistema è dotato anche di un sistema di rilascio per l'integrazione con una scarpa di dimensioni specifiche. Una suola sensorizzata ad hoc è incorporata nella scarpa per valutare il contatto del piede dell'utente con il suolo. Questa misurazione è effettuata grazie alla presenza di tre sensori piezoresistivi sulla suola, posizionati sulla punta, sulla parte centrale del piede e sul tallone, come mostrato in Figura 5.9(d). Ogni sensore è realizzato utilizzando il materiale Eeontex, un tessuto in microfibra con proprietà piezoresistive composto dal 72% di nylon e dal 28% di spandex.

5.2.2 Modello di controllo

Il modello di controllo di impedenza dell'esoscheletro per la caviglia consiste in una molla di torsione con rigidezza k , un coefficiente di smorzamento c e un angolo di equilibrio γ_0 , come mostrato nell'equazione 5.2:

$$k(\gamma - \gamma_0) - c\dot{\gamma} = \mu \quad (5.2)$$

Dove γ e μ rappresentano rispettivamente l'angolo della caviglia e la coppia. La rigidità e lo smorzamento sono stati mantenuti costanti, mentre l'angolo di equilibrio è stato calcolato in tempo reale come funzione delle tre unità piezoresistive posizionate sulla soletta (Figura 5.9(d)).

L'output dei sensori è stato continuamente normalizzato (con un periodo di "scarica" di 5 secondi) tra un valore di 0 e 1. Successivamente, gli output normalizzati di ciascun sensore s_i sono stati ponderati secondo i seguenti pesi e distanze dal tallone:

- $w_{midfoot}=0.3\%$ e $d_{midfoot}=0.09$ m per la parte centrale del piede;
- $w_{toe}=0.5\%$ e $d_{toe}=0.5$ m per la punta;
- $w_{heel}=1\%$ e $d_{heel}=0.04$ m per il tallone.

I pesi w_i rappresentano la percentuale di attivazione del sensore quando il soggetto è in posizione eretta statica, mentre le distanze d_i rappresentano la distanza del sensore dal centro dell'articolazione della caviglia nel piano sagittale espressa in metri. Successivamente, l'angolo di equilibrio normalizzato, γ_{0n} , è stato calcolato secondo le seguenti equazioni:

$$b = \frac{\sum_{i=1}^3 s_i d_i w_i}{\sum_{i=1}^3 s_i w_i} \quad (5.3)$$

$$\gamma_{0n} = \text{sign}(b)(|b|) \quad (5.4)$$

Durante la fase di swing, che corrisponde alla condizione in cui tutti i sensori non sono attivati oltre una certa soglia, l'angolo di equilibrio normalizzato è stato impostato a -1. Infine, l'angolo di equilibrio normalizzato è stato moltiplicato per un "guadagno" di 2,6 rad, che rappresenta il valore massimo raggiungibile dall'angolo di equilibrio durante l'intero ciclo del passo. Seguendo il sistema di controllo sopra descritto, il ruolo principale del RANK è fornire il valore massimo della coppia per limitare la flessione plantare della caviglia durante la fase di oscillazione, con l'obiettivo di evitare l'evento del piede cadente (drop-foot). Al contrario, durante la fase di appoggio, il RANK deve lavorare sinergicamente con il movimento fisiologico della caviglia.

5.2.3 Architettura del sistema

L'architettura del sistema è stata sviluppata utilizzando LabVIEW Real-Time e un myRio 1900 (National Instruments, Texas, USA). È stata impiegata un'unità microcontrollore LPC1769 appositamente programmata per l'interfacciamento sia con il motore che con i sensori piezoresistivi. L'attivazione del motore si basa sul controllo della coppia, e la comunicazione CANbus a 1 Mbit/s viene utilizzata per inviare la coppia desiderata al motore. I byte di comando e stato per il motore e la conversione A/D (12 bit) dei segnali dei tre sensori vengono scambiati tra l'MCU e il master (myRio) in meno di 2 ms. Il sistema è in grado di eseguire un controllo in retroazione ogni 5 ms, tempo necessario per misurare le uscite del motore e della soletta, e per eseguire i calcoli sopra descritti. L'utente può impostare parametri di controllo, come la rigidità, il coefficiente di smorzamento e gli indici relativi alla soletta, tramite connessione Wi-Fi a un client remoto. La frequenza di acquisizione del myRio è impostata a 100 Hz.

5.2.4 Test

Procedura sperimentale

Due soggetti maschi sani (28 e 29 anni) sono stati arruolati nello studio. I partecipanti non presentavano disturbi ortopedici o neurologici e non avevano subito

interventi chirurgici ortopedici agli arti inferiori nell'ultimo anno. È stato ottenuto un consenso informato scritto dai partecipanti dopo aver spiegato loro l'obiettivo dello studio e l'intera procedura sperimentale. Tutte le procedure erano in linea con la Dichiarazione di Helsinki.

Prima di iniziare le attività sperimentali, i partecipanti sono stati equipaggiati con sette IMU (MTw, Xsens Technologies, NL), posizionate su bacino, cosce, stinchi e piedi. Ogni IMU è dotata di un accelerometro lineare triassiale, un giroscopio triassiale e un magnetometro triassiale. Il posizionamento dei sensori sui segmenti del corpo è stato eseguito utilizzando una cintura elastica personalizzata per non interferire con la struttura meccanica dell'esoscheletro. I dati delle IMU sono stati acquisiti a una frequenza di campionamento di 100 Hz. Dopo la fase di sensorizzazione, è stata eseguita una calibrazione funzionale, necessaria per il tracciamento cinematico tramite IMU. La calibrazione ha permesso di eseguire la procedura di allineamento corpo-sensore per calcolare gli angoli articolari.

Le attività sperimentali consistevano in prove di camminata in cui ai partecipanti è stato chiesto di camminare alla loro velocità confortevole su una piattaforma piana a cui potevano essere collegati dei moduli per simulare condizioni irregolari. La Figura 5.10 mostra un soggetto con l'esoscheletro alla caviglia e i sensori inerziali mentre cammina sulle tre diverse condizioni di terreno. Più specificamente, sono state testate tre diverse condizioni: (i) camminata normale (NW) sulla piattaforma piana senza moduli aggiunti – Figura 5.10(B); (ii) camminata su un materasso (densità 100 kg/m^3 e altezza di 50 mm) per simulare un terreno morbido (STW – soft terrain walking) – Figura 5.10(A); e (iii) camminata sulla piattaforma piana con l'aggiunta di moduli di legno esterni disposti secondo una configurazione a "M" per simulare un terreno irregolare (MW – M walking) – Figura 5.10(C). Per ogni condizione, ai partecipanti è stato chiesto di effettuare cinque andata e ritorno sulla piattaforma.

L'intero protocollo sperimentale è stato ripetuto con e senza esoscheletro, per le condizioni con Exo (E) e senza Exo (NE). Durante la condizione E, il modulo alla caviglia è stato indossato sul lato destro. È importante notare che i partecipanti hanno affrontato una fase di familiarizzazione prima delle prove con l'esoscheletro per prendere confidenza con la presenza del dispositivo. La familiarizzazione è durata fino a quando il partecipante si è sentito a suo agio con il dispositivo esterno. L'ordine delle condizioni exo e dei terreni è stato randomizzato tra i partecipanti per evitare bias nei risultati dovuti alla stessa sequenza di protocollo. L'intero protocollo, inclusa la fase di sensorizzazione e familiarizzazione, è durato circa 30 minuti per partecipante.

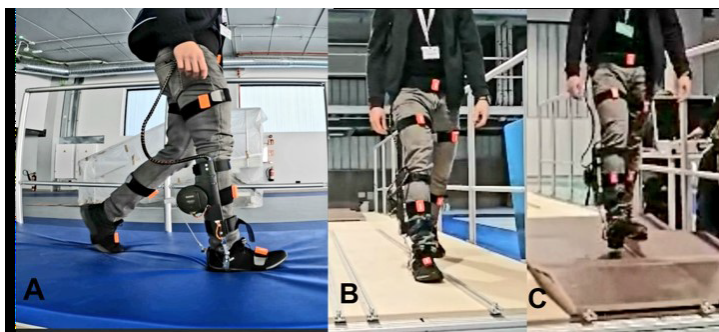


Figura 5.10: *Soggetto che indossa l'esoscheletro sul lato destro e sensorizzato con le IMU (sonda arancione) mentre cammina su (A) terreno morbido simulato con un materasso (STW); (B) camminata su superficie piana (NW); e (C) camminata su terreni irregolari con configurazione a M (MW).*

5.2.5 Analisi dati

Attraverso l'applicazione di un modello biomeccanico già validato, le accelerazioni lineari e le velocità angolari dei segmenti degli arti inferiori sono state utilizzate per estrarre le curve angolari relative all'anca, al ginocchio e alla caviglia per entrambi i lati. Successivamente, le curve angolari sono state suddivise in ciascun ciclo di camminata applicando l'algoritmo proposto da Salarian[?]. Il passo è stato determinato considerando il tempo tra due contatti successivi del tallone dello stesso piede. Questa operazione è stata eseguita indipendentemente per il lato destro e sinistro. Per l'analisi successiva, le curve angolari relative a ciascun passo sono state normalizzate a 100 campioni. Tenendo conto che ciascun compito di camminata includeva anche le svolte avvenute durante i percorsi, i passi relativi a queste fasi sono stati eliminati per evitare di analizzare i modelli di camminata influenzati dagli effetti delle svolte. In particolare, le variazioni del magnetometro relative al bacino sono state valutate per questa procedura. Dopo la elaborazione dei dati sopra descritta, è stato calcolato il range di movimento (ROM) dell'articolazione nel piano sagittale per ciascun passo e per ciascuna articolazione indipendentemente. I piani fuori dal sagittale sono stati esclusi dalle analisi poiché la maggior parte del movimento durante la camminata è risultata essere associata al piano sagittale.

Per verificare gli effetti indotti dai diversi terreni e dalla presenza dell'esoscheletro sul ROM, è stato applicato un test ANOVA a due vie indipendentemente per ciascuna articolazione e ciascun lato. In totale sono stati eseguiti sei test. I test hanno considerato i diversi terreni (Terrain), con tre livelli: NW, STW e MW, e le condizioni dell'esoscheletro (Exo Cond), con due livelli: E e NE, come effetti principali. In caso di interazione significativa (Inter) tra i due effetti principali, i test

statistici sono stati scomposti. Specificamente, è stato applicato un ANOVA a una via quando si considerano i diversi terreni e un t-test per campioni indipendenti quando si focalizza sulle diverse condizioni. Per i test ANOVA, in caso di valore F significativo, è stato applicato un test di Bonferroni per le comparazioni multiple.

Prima dell'analisi statistica, tutti i dati sono stati verificati per la normalità seguendo il test di Shapiro-Wilk. Inoltre, considerando solo la curva angolare della caviglia, è stata eseguita una mappatura statistica parametrica (SPM) ANOVA a due vie per esaminare se i tre terreni differenti e le condizioni dell'esoscheletro presentano differenze statistiche lungo il ciclo di camminata e non solo limitate al range di movimento. Per ciascuna ANOVA SPM, è stata creata una mappa statistica parametrica SPMF calcolando le statistiche F univariate convenzionali in ciascun punto della curva. Se la mappa relativa all'interazione mostrava differenze statistiche, i test sono stati scomposti come precedentemente indicato. Tutti i test sono stati eseguiti impostando un livello di significatività pari a 0,05.

5.2.6 Risultati

La Figura 5.11 riporta le curve medie degli angoli articolari destro e le relative deviazioni standard sia nelle condizioni E (con esoscheletro) che NE (senza esoscheletro) e per tutti i terreni testati. La Tabella 5.15 mostra le medie e le deviazioni standard del range di movimento degli angoli articolari nel piano sagittale.

In generale, le curve degli angoli dell'anca e del ginocchio sono simili tra i compiti eseguiti con e senza esoscheletro. Questi risultati consentono di valutare l'assenza di interferenze del RANK con i movimenti fisiologici degli altri due articolazioni degli arti inferiori. Concentrandosi sull'articolazione della caviglia, si può osservare una riduzione della massima flessione plantare immediatamente dopo il distacco delle dita nel caso E. Questo risultato può essere giustificato dalla logica di controllo implementata; infatti, la coppia assistiva fornita durante la fase di oscillazione evita una flessione plantare eccessiva durante la fase di swing, che è una delle principali cause del verificarsi del drop-foot alla fine del ciclo di camminata. Inoltre, le curve mostrano un comportamento generalmente simile quando i soggetti camminano su diversi tipi di terreno indossando l'esoscheletro.

Nella tabella 5.16 Sono riportati i risultati del test ANOVA a due vie per il ROM dei giunti articolari.

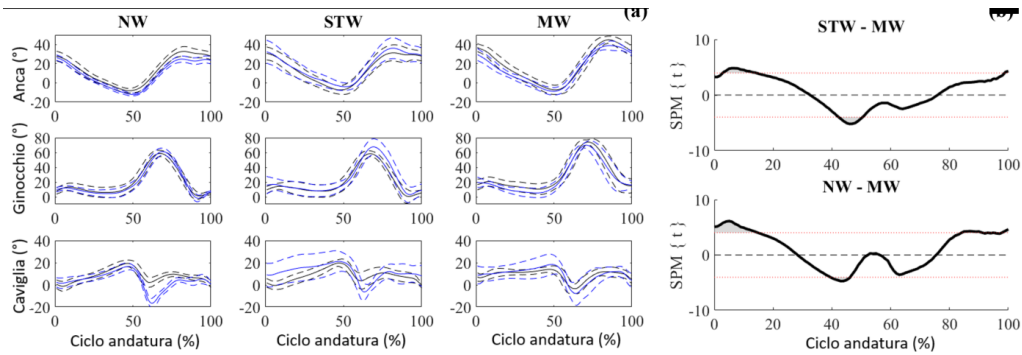


Figura 5.11: (a) Curve degli angoli articolari destro relative alle condizioni E (nero) e NE (blu) su tutti i terreni testati: NW (camminata normale), STW (camminata su terreno morbido) e MW (camminata su terreno con configurazione a M). Le linee in grassetto e tratteggiate rappresentano rispettivamente l'angolo medio e la deviazione standard. (b) Mappa parametrica statistica dell'articolazione della caviglia destra, dove le differenze statistiche sono mostrate in grigio lungo il ciclo di camminata. Le mappe riportate sono solo quelle relative ai test post hoc condotti nella condizione E confrontando i tre terreni. Il confronto STW-MW non ha mostrato differenze statistiche e non è riportato.

Tabella 5.15: Media (deviazione standard) del Range of Motion (ROM) degli angoli articolari nel piano sagittale. E e NE indicano le condizioni Exo e No-Exo, rispettivamente, mentre NW, STW e MW indicano camminata normale, camminata su terreno morbido e camminata su terreno con configurazione a M, rispettivamente.

	E			NE		
	NW	STW	MW	NW	STW	MW
Destra						
Anca	39.7° (5.3°)	40.7° (5.3°)	54.0° (3.9°)	38.8° (4.4°)	42.1° (9.2°)	47.2° (6.3°)
Ginocchio	57.0° (5.3°)	59.2° (4.7°)	72.2° (3.0°)	62.2° (4.2°)	67.7° (6.8°)	70.6° (4.1°)
Caviglia	23.5° (3.1°)	24.4° (3.0°)	22.6° (2.8°)	33.2° (6.3°)	32.2° (7.3°)	29.6° (6.5°)
Sinistra						
Anca	35.2° (5.4°)	35.0° (4.6°)	47.8° (5.7°)	36.7° (3.3°)	36.5° (10.7°)	45.1° (4.5°)
Ginocchio	57.4° (7.2°)	57.6° (9.4°)	70.6° (8.5°)	60.8° (6.7°)	61.4° (12.3°)	65.8° (2.6°)
Caviglia	35.5° (7.2°)	33.5° (5.2°)	34.2° (7.7°)	32.6° (4.7°)	31.3° (6.4°)	28.4° (5.7°)

È stata trovata una differenza statistica nel range of motion (ROM) del giunto della caviglia destra, evidenziando una riduzione del ROM durante la condizione Exo. Questo risultato è coerente con la riduzione del movimento di flessione plantare precedentemente discussa. Per quanto riguarda le condizioni del terreno, sono state riscontrate differenze nel ROM degli angoli dell'anca e del ginocchio sinistro tra NW e STW, così come tra NW e MW. L'effetto di interazione è risultato si-

Tabella 5.16: Media (deviazione standard) del Range of Motion (ROM) degli angoli articolari nel piano sagittale. E e NE indicano le condizioni Exo e No-Exo, rispettivamente, mentre NW, STW e MW indicano camminata normale, camminata su terreno morbido e camminata su terreno con configurazione a M, rispettivamente.

	EXO			NW-	NW-	STW-
	COND	Terrain	Inter	STW	MW	MW
Destra						
Anca	0.04	<0.01	<0.01	0.20	<0.01	<0.01
Ginocchio	<0.01	<0.01	<0.01	<0.01	<0.01	<0.01
Caviglia	<0.01	0.05	0.38	1.00	0.34	0.09
Sinistra						
Anca	0.92	<0.01	0.22	1.00	<0.01	<0.01
Ginocchio	0.59	<0.01	0.05	1.00	<0.01	<0.01
Caviglia	0.01	0.12	0.41	0.29	0.19	1.00

gnificativo solo per il ROM dell'anca e del ginocchio destro.

Analisi ANOVA:

- ROM dell'anca destra:

ANOVA unidirezionale ha mostrato differenze statistiche tra i terreni nella condizione Exo (NW-MW: $p < .01$; STW-MW: $p < .01$) e nella condizione No Exo (NW-MW: $p < .01$; STW-MW: $p = .03$).

- ROM del ginocchio destro:

ANOVA unidirezionale ha rivelato differenze statistiche tra i terreni sia nella condizione Exo (NW-MW: $p < .01$; STW-MW: $p < .01$) sia nella condizione No Exo (NW-STW: $p < .01$; NW-MW: $p < .01$).

Differenze tra Condizione E e NE:

- Ginocchio destro:

Differenze tra E e NE sono state trovate nella NW ($p < .01$) e STW ($p < .01$).

- Anca destra:

Differenze tra E e NE sono state trovate nella MW ($p < .01$).

Non sono state trovate differenze significative associate alla caviglia. Questi risultati confermano la capacità del RANK di fornire lo stesso livello di assistenza al giunto della caviglia indipendentemente dalle condizioni del terreno, suggerendo che l'esoscheletro proposto e il relativo sistema di controllo possono essere adottati anche in scenari reali.

La mappa statistica parametrica sul giunto della caviglia destra ha rivelato che l'effetto di interazione tra la condizione Exo e il terreno era statisticamente significativo ($p < .01$). Per quanto riguarda l'effetto principale del terreno, è stata trovata una differenza tra Exo e No Exo durante la camminata nel terreno NW tra il 55% e l'82% del ciclo di andatura. Come previsto, le differenze erano principalmente concentrate durante la fase di swing, in cui il sistema di controllo svolge un ruolo principale nel limitare la flessione plantare della caviglia.

Differenze Tra Terreni:

- Condizione NE:
Differenze tra NW e STW ($p < .01$) sono state trovate negli intervalli di andatura 55-60% e 64-70%. Differenze tra NW e MW ($p < .01$) sono state trovate negli intervalli di andatura 81-91%.
- Condizione E:
Differenze tra STW e MW ($p < .01$) sono state trovate negli intervalli di andatura: 3-14%, 42-50%, 98-100%. Differenze tra NW e MW ($p < .01$) sono state trovate negli intervalli di andatura: 0-15%, 40-46%, 84-91%, 97-100%.

Le differenze osservate sono simili a quelle riportate in letteratura, dove le maggiori differenze sono associate alla fase di appoggio terminale e pre-swing, dovute alla riduzione della forza di reazione del suolo nei terreni morbidi. Concentrandosi sui risultati associati ai compiti eseguiti con l'esoscheletro, possiamo affermare che, per quanto riguarda l'indice sintetico ROM, le curve angolari lungo quasi tutto il ciclo di andatura erano simili tra le condizioni di camminata. Inoltre, tali differenze sono relative alla fase di appoggio e all'istante immediatamente prima dell'impatto del tallone, e non alla fase di swing, in cui l'esoscheletro fornisce il massimo della coppia per evitare un posizionamento scorretto del piede prima dell'impatto del tallone.

5.2.7 Conclusioni

È stata valutata la performance dell'esoscheletro nell'assistere la camminata su diverse condizioni del terreno. I risultati hanno rivelato che To RANK è caratterizzato da un ridotto range of motion a causa della diminuzione della flessione plantare quando si indossa l'esoscheletro. Questa scoperta conferma la capacità dell'esoscheletro di prevenire un'eccessiva flessione plantare durante la fase di swing. Gli altri giunti degli arti inferiori non sono influenzati dalla presenza dell'esoscheletro, e non sono state riscontrate differenze indotte dalle diverse condizioni del terreno. Ulteriori studi saranno condotti per ampliare la dimensione del campione e includere anche pazienti nel gruppo di partecipanti. Inoltre, si prevede di aggiornare il sistema di controllo implementando algoritmi di intelligenza

artificiale in grado di prevedere l'intenzione umana e attivare il giunto robotico con il tempismo adeguato.

5.3 Nuovi esoscheletri attivi: progettazione, sviluppo e test su terreni complessi.

Lo studio di To RANK ha portato allo sviluppo di un ulteriore modello, da confrontare con il primo prototipo, al fine di determinare i limiti delle due soluzioni proposte. Il primo prototipo (S-RANK) prevede un singolo grado di libertà sul piano sagittale, l'approccio di design più comune, mentre il secondo prototipo (M-RANK) estende la funzionalità includendo l'inversione/eversione della caviglia e la rotazione interna/esterna. Per valutare l'impatto del design meccanico degli esoscheletri sulla cinematica dell'arto inferiore, i due dispositivi sono stati testati su cinque terreni diversi, coinvolgendo due soggetti sani. L'obiettivo era comprendere l'influenza di diversi gradi di vincolo sul movimento umano in condizioni di terreno variabili. La cinematica degli arti inferiori sinistro e destro è stata raccolta utilizzando unità di misura inerziali (IMU) durante il compito di camminata, eseguito con e senza esoscheletro. Lo studio ha valutato gli effetti sulla simmetria delle tendenze (TS) tra i parametri cinematici degli arti sinistro e destro e ha utilizzato il mappaggio parametrico statistico (SPM) per confrontare le curve degli angoli articolari con e senza ciascun prototipo. Nell'SPM, è stata calcolata la differenza complessiva (OD), espressa in percentuale sull'intero ciclo del passo. I risultati dello studio hanno indicato che l'S-RANK ha generalmente causato un aumento dell'OD nella cinematica dell'articolazione della caviglia su diversi terreni, tranne durante la discesa, con deviazioni significative osservate su superfici più morbide, come camminare su un materasso. L'M-RANK, con ulteriori gradi di libertà, ha mostrato invece un OD inferiore e un miglior mantenimento del movimento fisiologico, in particolare nelle articolazioni del ginocchio e dell'anca, a seconda del terreno. Entrambi i prototipi di esoscheletro hanno influenzato la simmetria del passo su tutti i terreni, con l'S-RANK che ha portato a un peggioramento significativo su superfici piane. I risultati indicano che, mentre l'S-RANK ha offerto stabilità e un effetto meno pronunciato sulla cinematica delle articolazioni prossimali, gli ulteriori gradi di libertà dell'M-RANK hanno fornito una migliore adattabilità e mantenimento dei modelli di camminata naturale.

5.3.1 Progettazione meccanica dei due prototipi

L'esoscheletro robotico per la caviglia (RANK) è stato progettato per assistere gli adulti con malattie neurologiche durante le attività di locomozione. In particolare, questo dispositivo è stato concepito per evitare il fenomeno del "drop foot" durante la fase di oscillazione del passo e per fornire assistenza propulsiva durante

la spinta finale. Sono proposte due versioni di RANK, entrambe dotate dello stesso attuatore, l'RMD-X8 Pro (Gyems, Cina), un servomotore brushless dotato di encoder magnetico a 18 bit e driver di controllo che consente il controllo di posizione, velocità e coppia. Le specifiche dettagliate del servomotore sono riportate nella Tabella 5.13.

Prototipo A (S-RANK)

Il primo prototipo è caratterizzato da un'articolazione della caviglia con un singolo grado di libertà (S-RANK), che consente movimenti attivi solo sul piano sagittale. L'ampiezza di movimento (ROM) della caviglia è stata limitata a 45° come compromesso tra i movimenti fisiologici della caviglia e la sicurezza dell'utente. La trasmissione meccanica è un meccanismo a quattro barre, mostrato in Figura 5.12-a, con lunghezze delle barre ottimizzate per mantenere un rapporto di trasmissione quasi costante di 1,2 durante l'intera ROM considerata. Tutti gli elementi del collegamento sono stati realizzati in alluminio.

La struttura principale dell'esoscheletro è stata progettata in Solidworks, con il prototipo realizzato utilizzando una stampante 3D FDM. Sono stati utilizzati filamenti in PLA e PA-CF. Il tutore, mostrato in Figura 5.12-b, è dotato di due gusci che permettono il collegamento dell'esoscheletro con la gamba dell'utente in corrispondenza della caviglia e della parte superiore del polpaccio. I due gusci sono collegati tramite una staffa con dimensioni di 270x40x15 mm. I gusci hanno uno spessore di 5 mm e 8 mm e un raggio di curvatura di 70 mm e 60 mm per quello collegato al polpaccio e alla caviglia, rispettivamente. Un materiale termoplastico (Officina Ortopedica Ferrero S.r.l, TO, Italia) è stato integrato sul lato interno dei gusci per migliorare il comfort dell'utente. Per personalizzare le dimensioni dell'esoscheletro rispetto alla lunghezza della gamba dell'utente, la distanza tra i due tutori può essere regolata. La superficie esterna del tutore è stata modellata per consentire l'attacco del modulo articolare grazie alla presenza di fori di montaggio. La massa complessiva dell'S-RANK è di 1,35 kg.

Prototipo B (M-RANK)

Il secondo design implementa un nuovo meccanismo articolare multi-DOF (M-RANK), composto da 3 giunti rotativi e un elemento elastico, come mostrato in Figura 5.13-a. I giunti denominati 1 e 3 sono allineati rispettivamente con l'asse di flessione plantare/dorsale e di rotazione interna/esterna della caviglia. Il giunto 2 è invece parallelo all'asse di eversione/inversione, mentre l'elemento elastico consente uno spostamento relativo lungo l'asse z tra il giunto 1 e i giunti 2 e 3. Quando il sistema è accoppiato alla gamba dell'utente, ha 3 gradi di libertà: la flessione-estensione plantare ha un'ampiezza completa, la rotazione interna/esterna ha un range di movimento (ROM) di $\pm 25^\circ$, mentre l'eversione/inversione è limitata

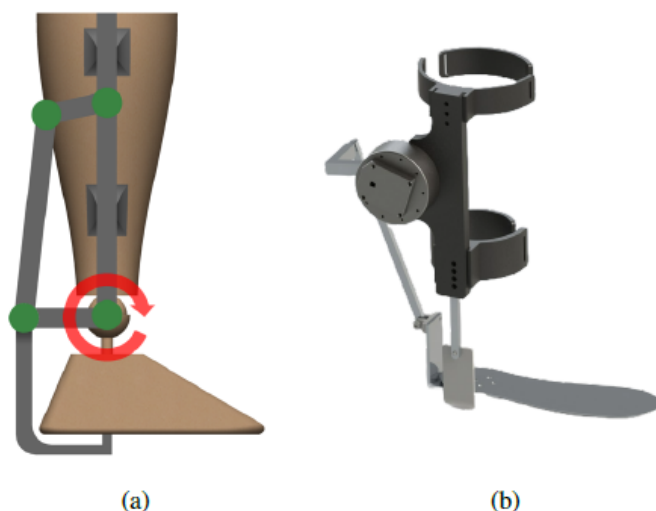


Figura 5.12: *S-RANK: a) Schema dell'articolazione robotica accoppiata con la gamba dell'utente, la freccia rossa indica il grado di libertà attivo; b) Assemblaggio di tutti i componenti.*

a $\pm 10^\circ$. La rigidità dell'elemento elastico assicura un certo livello di stabilità medio-laterale, ma permette anche la rotazione di eversione/inversione quando il peso dell'utente agisce su terreni irregolari, consentendo al piede di adattarsi di conseguenza. La Figura 5.13-c fornisce una vista dettagliata dei componenti che costituiscono l'articolazione. I componenti del giunto sono stati realizzati in alluminio mediante fresatura.

Il modello CAD dell'articolazione è mostrato in Figura 5.13-b e presenta tre componenti principali: (i) una presa in due pezzi, che deve essere inserita nella suola di una scarpa appositamente realizzata; (ii) una staffa spessa 6 mm; e (iii) un meccanismo a scorrimento che ospita due molle. La coppia è trasmessa al meccanismo a scorrimento attraverso un albero in acciaio da 8 mm, collegato al motore tramite un sistema di trasmissione a cinghia sincrona con rapporto di riduzione $\tau = 5/6$ per aumentare la coppia di assistenza di $1/\tau = 1,2$. Il prototipo è stato equipaggiato con un tenditore a molla per la cinghia.

La struttura dell'esoscheletro è stata progettata in Solidworks e prototipata tramite una stampante 3D FDM utilizzando filamenti in PLA e PA-CF (Filofalfa, MI, Italia). I parametri di stampa sono gli stessi riportati nella descrizione dell'S-RANK. I tutori permettono all'esoscheletro di essere collegato alla gamba dell'utente e sono posizionati appena sopra la caviglia e nella parte superiore del polpaccio. Ogni tutore è composto da due gusci incernierati in PLA, che possono essere fissati alla gamba dell'utente tramite due cinghie rigide e regolabili ciascuno. Un materiale adesivo morbido è stato posizionato internamente per garantire il com-

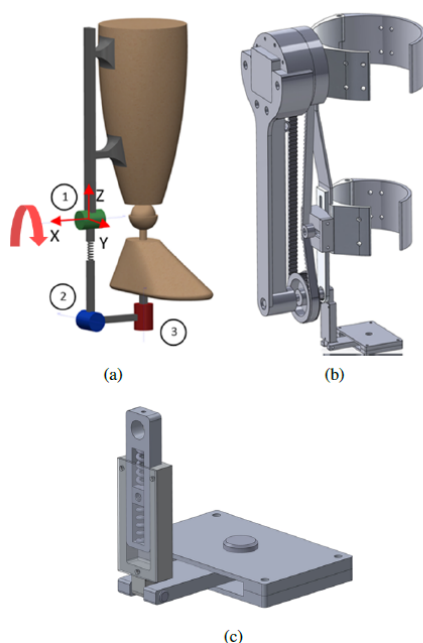


Figura 5.13: M-RANK: a) Schema dell'articolazione robotica accoppiata con la gamba dell'utente, la freccia rossa indica il grado di libertà attivo; b) Assemblaggio di tutti i componenti; c) Dettagli dei componenti dell'articolazione multi-DOF.

fort dell'utente. La struttura è composta da due parti: un telaio interno, che collega i due tutori, e uno esterno, collegato al motore nella sua parte superiore e all'albero di trasmissione nella parte inferiore. La lunghezza della struttura è di 250 mm dal malleolo al motore ed è stata realizzata in nylon rinforzato con fibra di carbonio per aumentarne la rigidità. La massa complessiva del M-RANK è di 1,7 kg.

5.3.2 Confronto tra S-RANK e M-RANK

La Tabella 5.17 riporta le principali differenze tra i due prototipi.

L'S-RANK limita il movimento nel piano sagittale; al contrario, il sistema M-RANK offre tre gradi di libertà (GdL), il che implica una capacità di movimento più versatile e complessa. In entrambi i prototipi, il piano sagittale rappresenta un GdL attivo, mentre l'M-RANK include anche due GdL passivi, corrispondenti rispettivamente alla rotazione interna/esterna e all'inversione/eversione. I due prototipi differiscono anche per l'ampiezza di movimento (ROM) associata al piano sagittale: l'S-RANK ha un ROM limitato di $\pm 22,5^\circ$, mentre l'M-RANK è illimitato. Per quanto riguarda la trasmissione della coppia, l'S-RANK utilizza un collegamento a quattro barre, tipicamente impiegato per il controllo preciso del

Tabella 5.17: Differenze principali nei prototipi dei due esoscheletri

	S-RANK	M-RANK
GDL	1	3
GDL attivi	flessione plantare/dorsale	flessione plantare/dorsale
GDL passivi	-	Intra/extra rotazione
ROM Sagittale [°]	22.5	non limitato
ROM Frontale [°]	-	25
ROM Trasversale [°]	-	10
Trasmissione	Collegamenti a 4 staffe	Cinghia
	Alluminio	Alluminio
Materiali	PLA	PLA
	PA-CF	PA-CF
Massa [kg]	1.35	1.7

movimento e per garantire stabilità. Al contrario, l’M-RANK utilizza un sistema di trasmissione a cinghia, che può offrire un funzionamento più fluido e silenzioso, ma potrebbe richiedere una manutenzione più frequente e potrebbe introdurre una certa elasticità nel sistema. Il sistema S-RANK è stato progettato con l’obiettivo di ottenere un rapporto di trasmissione quasi costante di 1,2 all’interno del ROM limitato, mentre il sistema a cinghia dell’M-RANK offre un rapporto di trasmissione costante di 1,2. Per la realizzazione dei collegamenti e delle articolazioni è stato scelto l’alluminio, sfruttando la sua leggerezza e l’elevato rapporto resistenza/peso, ideale per i componenti strutturali di entrambi i sistemi. La massa complessiva del sistema S-RANK è di 1,35 kg, più leggera rispetto al sistema M-RANK che pesa 1,70 kg. Questa discrepanza di massa può influenzare la facilità d’uso e l’efficienza energetica, con l’S-RANK potenzialmente più efficiente grazie al peso ridotto. Entrambi i sistemi sono composti da due gusci realizzati in stampa 3D con filamento di nylon rinforzato con carbonio, con dimensioni simili. La Figura 5.14 mostra i due prototipi di esoscheletri indossati dai partecipanti.

5.3.3 Prove sperimentali

5.3.4 Protocollo sperimentale

Il protocollo sperimentale è stato eseguito presso la struttura EUROBENCH situata nell’ospedale di Los Madroños, Madrid (Spagna). Due soggetti maschi sani (26 e 28 anni, rispettivamente) sono stati coinvolti nei test sperimentali. Negli ultimi anno, i soggetti non hanno subito interventi chirurgici ortopedici sugli arti inferiori e non presentavano patologie ortopediche o neurologiche che potessero influenzare la deambulazione. Le procedure eseguite erano conformi ai principi della Dichiarazione di Helsinki e è stato ottenuto un consenso scritto dal volontario.

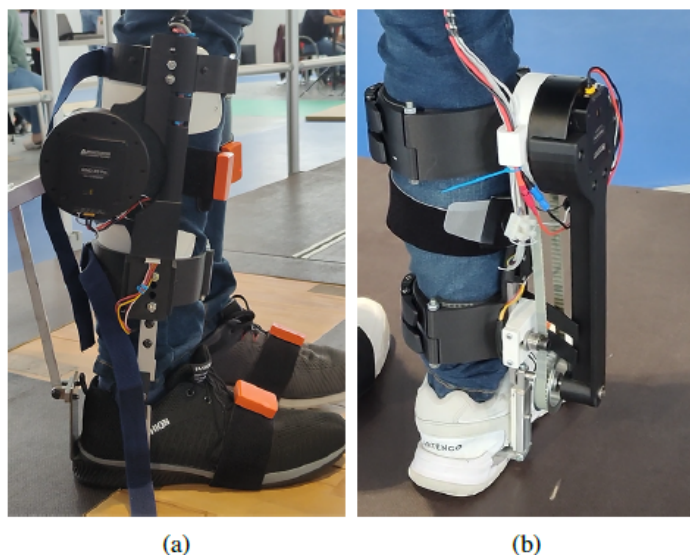


Figura 5.14: I due prototipi di esoscheletro indossati da un partecipante durante le prove sperimentali: a) S-RANK; b) M-RANK.

Il protocollo è stato approvato dal Comitato Etico del Consiglio Nazionale delle Ricerche Spagnolo (numero di approvazione: 091/2021) come parte del progetto europeo H2020 EUROBENCH (numero di finanziamento: 779963). Prima di essere sottoposti alla fase di test, sette IMU (MTw, Xsens Technologies, NL) sono state posizionate su piedi, polpacci, cosce e bacino dei soggetti coinvolti. Ogni IMU è composta da un accelerometro triassiale, un giroscopio triassiale e un magnetometro triassiale. È stata utilizzata una frequenza di campionamento di 100 Hz per l'acquisizione dei dati. Utilizzando specifiche cinghie elastiche, le IMU sono state posizionate sui segmenti del corpo, evitando interferenze con la struttura meccanica dell'esoscheletro. Dopo il posizionamento delle IMU, è stata eseguita una calibrazione funzionale per il tracciamento cinetico tramite sensori. Questo era necessario per la procedura di allineamento corpo-sensore per calcolare gli angoli articolari. Il protocollo sperimentale consisteva in una serie di prove di camminata su una piattaforma progettata per simulare diverse configurazioni del terreno. Inoltre, la piattaforma permette anche di cambiare l'inclinazione del piano, per simulare la camminata in condizioni di salita e discesa. I test sono stati eseguiti in cinque condizioni diverse: (i) camminata normale a livello (Condizione: Normale) sulla piattaforma piana; (ii) camminata piana su un materasso (densità 100 kg/m^3 con uno spessore di 50 mm) per simulare un terreno morbido (Condizione: Materasso); (iii) camminata sulla piattaforma piana con l'aggiunta di blocchi inclinati di legno a 10° posti per creare un modello ascendente-discendente, come mostrato in Figura 5.15, per simulare un terreno irregolare (Condizione: Irrego-

lare); (iv) camminata in salita sulla piattaforma (Condizione: Su); (v) camminata in discesa sulla piattaforma (Condizione: Giù). Tutte le condizioni sono riportate in Figura 5.15. La camminata in salita e discesa è stata eseguita imponendo un angolo di 10° alla piattaforma. I soggetti hanno effettuato cinque andate e ritorni sulla piattaforma per ciascuna condizione alla loro velocità di comfort preferita. Il protocollo sperimentale è stato eseguito tre volte da ciascun soggetto, considerando l'esecuzione senza esoscheletro (Condizione: NoExo) e con i due esoscheletri con il motore spento (Condizione: S-RANK e M-RANK). Questo è stato fatto per eliminare l'influenza degli algoritmi di controllo e isolare l'influenza della sola struttura meccanica. Data l'elevata capacità di retroazione dell'attuatore selezionato, il motore era libero di ruotare, fornendo una coppia di trascinamento minima. Durante i test con l'esoscheletro, il modulo della caviglia è stato posizionato sul lato destro, l'arto dominante per entrambi i partecipanti. Prima della fase di test, i partecipanti hanno svolto un breve periodo di familiarizzazione con l'esoscheletro fino a quando non si sono sentiti a loro agio con il dispositivo. L'intero protocollo, inclusa la fase di rilevamento e familiarizzazione, è durato circa 45 minuti per partecipante.

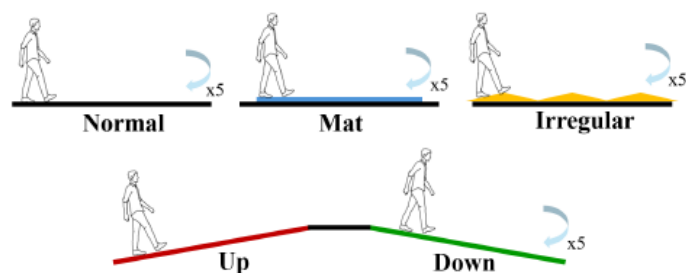


Figura 5.15: Rappresentazione schematica delle cinque condizioni del terreno testate: i) superficie piana; ii) camminata piatta su un materasso; iii) terreno irregolare; iv) camminata in salita (Su); v) camminata in discesa (Giù).

Elaborazione e Analisi dei Dati

I dati grezzi provenienti da Xsens sono stati esportati utilizzando l'analisi MVN e successivamente elaborati con Matlab2021b. Le curve angolari dell'anca, del ginocchio e della caviglia per gli arti sinistro e destro sono state suddivise in singoli passi applicando l'algoritmo proposto da Salarian. Successivamente, le curve angolari sono state normalizzate a 100 campioni. La media e la deviazione standard su tutti i passi sono state calcolate individualmente per ciascun'articolazione, ciascun lato, ciascun soggetto e ciascuna condizione di camminata.

Per valutare l'influenza dell'esoscheletro in termini di vincoli imposti dal design meccanico sulla curva angolare complessiva della caviglia, è stata eseguita un'analisi ANOVA parametrica statistica (SPM) unidirezionale per esaminare se le tre condizioni, ovvero NoExo, S-RANK e M-RANK, differissero significativamente l'una dall'altra. Il test è stato eseguito individualmente per ciascuna articolazione e ciascuna condizione di camminata considerando insieme i due soggetti. È stata valutata solo la parte destra, dove è montato l'esoscheletro.

Per ciascuna ANOVA SPM, è stata creata una mappa parametrica statistica SPMF calcolando la F-Statistic convenzionale univariata in ciascun punto della curva di camminata. Se SPMF superava la linea di soglia corrispondente a un livello di confidenza pari a 0.95, le mappe SPMt post-hoc sono state calcolate per confrontare ciascuna coppia di variabili indipendenti. Quando la mappa SPMt superava la soglia critica, è stata trovata una differenza significativa tra le coppie di compiti di movimento esaminati. Dopo l'applicazione dell'SPM, abbiamo calcolato la percentuale complessiva di differenze (OD) lungo il ciclo di camminata tra le condizioni per ciascun test.

Per valutare l'effetto dei vincoli meccanici sulla simmetria della deambulazione, abbiamo calcolato l'asimmetria tra le gambe sinistra e destra per ciascuna articolazione, indipendentemente per ciascuna condizione e ciascun soggetto. Innanzitutto, abbiamo accoppiato i passi consecutivi normalizzati nel tempo delle gambe sinistra e destra. Per ciascuna coppia di passi, abbiamo valutato la Simmetria di Tendenza (TS) come descritto, utilizzando il seguente metodo.

Sia r_i e l_i le curve angolari normalizzate nel tempo per la i -esima coppia di passi della gamba destra e sinistra, rispettivamente. Ciascuna curva è stata traslata sottraendo il suo valore medio, come mostrato nell'Eq. 5.5:

$$\begin{bmatrix} r'_i \\ l'_i \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} r_i \\ l_i \end{bmatrix} - \begin{bmatrix} \bar{r}_i \\ \bar{l}_i \end{bmatrix} \quad (5.5)$$

dove r'_i e l'_i sono le curve traslate dei passi destro e sinistro, rispettivamente, e r_i e l_i sono i valori medi delle forme d'onda destra e sinistra, rispettivamente.

Successivamente, abbiamo costruito la matrice rettangolare $M=[r'_i, l'_i]$.

Per determinare le direzioni principali di variabilità, abbiamo applicato la decomposizione ai valori singolari (SVD) alla matrice quadrata $C=M^T M$. Questa decomposizione ci ha fornito gli autovettori, che indicano le direzioni di massima e minima varianza nei dati.

Le righe della matrice M sono state quindi ruotate per allinearsi con queste direzioni principali. L'angolo θ formato tra il primo autovettore (che indica la direzione di massima varianza) e l'asse X è stato utilizzato per questa rotazione. La trasformazione è mostrata nell'Eq. 5.6:

$$\begin{bmatrix} r''_i \\ l''_i \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \cos\theta & \sin\theta \\ \sin\theta & \cos\theta \end{bmatrix} \begin{bmatrix} r'_i \\ l'_i \end{bmatrix} \quad (5.6)$$

dove r''_i e l''_i sono le coordinate delle curve di passo destro e sinistro nel nuovo sistema di riferimento, rispettivamente. In questo nuovo sistema, l'asse X è allineato con il primo autovettore, e l'asse Y è ortogonale ad esso.

Infine, il valore della Simmetria di Tendenza (Trend Symmetry, TS) è stato ottenuto calcolando il rapporto tra la variabilità lungo l'asse Y e la variabilità lungo l'asse X nel nuovo sistema di riferimento:

$$TS = \frac{\theta_{l''_i}}{\theta_{r''_i}} x 100 \quad (5.7)$$

dove $\theta_{l''_i}$ e $\theta_{r''_i}$ sono le deviazioni standard rispetto all'asse Y e all'asse X per il i -esimo paio di passi, rispettivamente. Un valore dell'indice TS pari al 0% indica una perfetta simmetria tra le curve angolari sinistra e destra. La media e la deviazione standard degli indici di simmetria di tendenza sono state calcolate in ogni condizione, per ciascun angolo articolare e ciascun soggetto. È importante notare che il TS non è stato calcolato per la Condizione Irregolare, poiché i moduli di legno aggiunti alla piattaforma piatta hanno portato a un terreno asimmetrico, rendendo l'evaluazione della simmetria della camminata priva di significato in tale caso.

Per indagare differenze statistiche tra NoExo, S-RANK e M-RANK, è stata applicata un'ANOVA unilaterale indipendentemente per ciascuna articolazione, ciascun lato e ciascuna condizione di camminata. Quando l'ANOVA risultava significativa, è stato applicato un test di confronto multiplo di Bonferroni per

indagare le differenze. Per tutti i test, il livello di significatività è stato fissato a 0,05. Prima dei test inferenziali, la normalità dei dati è stata testata tramite il test di Shapiro-Wilk.

5.3.5 Risultati

Analisi dell'asimmetria

La Figura 5.16 riporta la media e la deviazione standard dell'analisi TS, nonché le differenze statistiche riscontrate. Entrambi i prototipi di esoscheletro hanno generalmente aumentato l'asimmetria del cammino a livello della caviglia rispetto alla condizione NoExo, con l'eccezione della camminata in salita, dove sia S-RANK che M-RANK hanno mostrato valori di TS inferiori. Nel contesto dei terreni pianeggianti, S-RANK è associato a un deterioramento più pronunciato nella simmetria del cammino. Questo è particolarmente evidente durante la camminata normale, dove S-RANK ha un impatto significativo su tutte le articolazioni, mentre M-RANK influisce significativamente solo sull'articolazione del ginocchio. In particolare, per quanto riguarda la caviglia, la condizione NoExo mostra un valore del 18,5% rispetto al 37,5% e al 21,3% per S-RANK e M-RANK, rispettivamente. Si può dedurre che i vincoli imposti da S-RANK abbiano un effetto particolarmente pronunciato sulla simmetria del cammino in questa condizione. Il prototipo M-RANK ha mostrato le peggiori prestazioni sull'articolazione del ginocchio, probabilmente a causa del carico maggiore su questa articolazione. Questa tendenza è meno pronunciata nella condizione Mat, dove le differenze tra i due prototipi sono meno evidenti e entrambi portano a un peggioramento della simmetria del cammino per le articolazioni della caviglia e del ginocchio. Tuttavia, non sono state trovate differenze per l'anca. Il comportamento simile dei due dispositivi sulla superficie morbida caratterizzante la condizione del materasso può essere attribuito all'impatto ridotto sulle articolazioni rispetto alla superficie dura, il che può ridurre l'effetto dovuto al peso. Nella condizione Up, entrambi i prototipi hanno mostrato un aumento della simmetria del cammino. Specificamente, per la caviglia, M-RANK ha dimostrato un'asimmetria del 20,1%, mentre S-RANK ha mostrato un'asimmetria del 25,0%, rispetto al 29,1% associato alla condizione NoExo. S-RANK ha mostrato una maggiore somiglianza con la condizione NoExo su questo terreno, senza differenze significative osservate per tutte le articolazioni. Nella condizione Down, M-RANK ha mostrato un indice TS comparabile rispetto a NoExo nelle articolazioni del ginocchio e dell'anca, mentre ha ridotto significativamente l'asimmetria alla caviglia. Al contrario, S-RANK ha portato a un notevole aumento dell'indice TS per le articolazioni dell'anca e del ginocchio, mentre la caviglia non ha mostrato differenze significative. L'impatto significativo sull'articolazione del ginocchio può essere attribuito alla fisiologia della fase

discendente, poiché la camminata in discesa può esercitare uno stress particolare sull'articolazione del ginocchio, in particolare sull'articolazione patellofemorale.

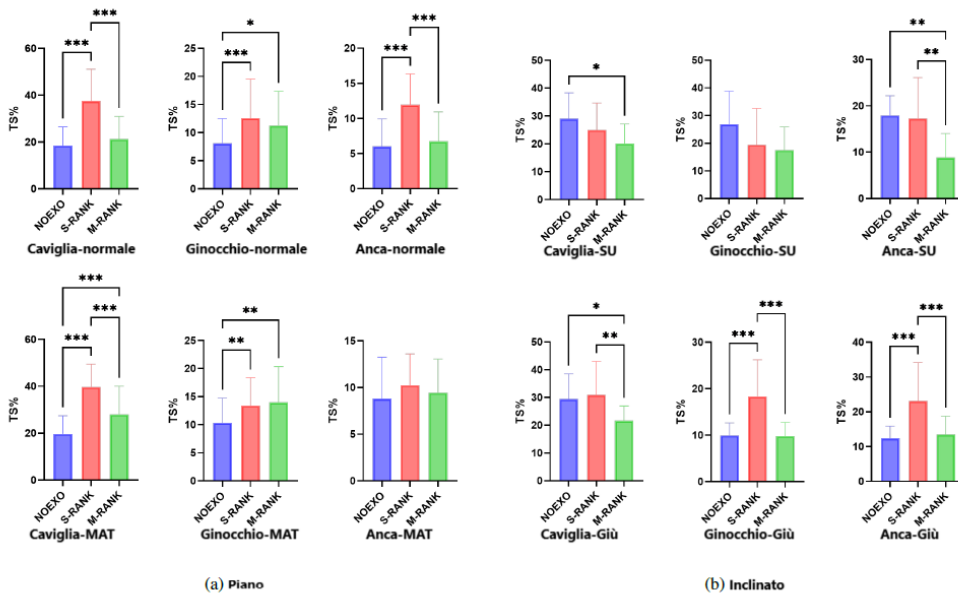


Figura 5.16: Media e deviazione standard della simmetria di tendenza (TS) nelle condizioni di camminata testate per NoExo, S-RANK e M-RANK: a) TS in condizioni piane; b) TS per ascensione e discesa (Su e Giù). Indicano differenze statistiche con la seguente legenda: * ($P < 0.05$), ** ($P < 0.01$) e *** ($P < 0.001$).

Analisi SPM

I risultati dell'analisi SPM sono riportati nella Tabella 5.17. Sono evidenziati tutti gli intervalli in cui è stata riscontrata una differenza significativa, insieme alla differenza complessiva (OD) durante l'intero ciclo di camminata. Analizzando i risultati relativi all'articolazione della caviglia, è evidente che S-RANK è generalmente associato a un'OD maggiore rispetto alla condizione NoExo in tutti i terreni, ad eccezione della camminata in discesa. In particolare, il caso peggiore è associato alla camminata sul materasso, con un OD pari al 79%, mentre nella camminata in discesa è stata trovata solo una differenza del 5%. Al contrario, il prototipo M-RANK è spesso associato a un'OD inferiore, con un massimo del 60% legato alla camminata sul materasso.

Focalizzandosi sugli intervalli specifici, è chiaro come ciascuna condizione di camminata determini una variazione della curva angolare della caviglia in diversi intervalli temporali, anche se è stata riscontrata una prevalenza durante la fase di appoggio, ovvero circa prima del 60%, per entrambi i prototipi. In tutte le condizioni testate, l'aggiunta di due ulteriori DOF sembra garantire un migliore mantenimento della fisiologica flessione/dorsiflessione della caviglia.

Passando alle articolazioni non direttamente coinvolte nell'esoscheletro indossabile, è evidente come il movimento fisiologico del ginocchio e dell'anca sia comunque influenzato dalla presenza del dispositivo. In particolare, il M-RANK sembra essere quello che influisce maggiormente sui movimenti fisiologici del ginocchio, specialmente quando si cammina su terreni irregolari, con un OD vicino al 60%. Questi risultati possono essere collegati alla differenza di massa aggiuntiva che ciascuno dei prototipi aggiunge all'utente e agli effetti più pronunciati nelle articolazioni prossimali come l'anca. M-RANK, che pesa il 26% in più rispetto a S-RANK, ha un impatto maggiore su queste articolazioni.

Per quanto riguarda l'articolazione dell'anca, non è stato osservato un risultato unico tra i diversi terreni. S-RANK si comporta meglio nella camminata normale, nella camminata su materasso e nella camminata in salita, mentre il M-RANK si comporta meglio nella camminata irregolare e nella camminata in discesa.

Figura 5.17: Risultati dell'analisi SPM sulla curva angolare dell'articolazione destra. Gli intervalli indicano la parte del ciclo di camminata in cui sono state riscontrate differenze statistiche. OD indica la differenza complessiva lungo l'intero ciclo di camminata.

Giunti	Confronto		Normale	Mat.	Irregolare	Su	Giù
CAVIGLIA	NoExo vs S-RANK	Interval (%)	[0 – 35] [46 – 54] [61 – 83] [93 – 100]	[0 – 40] [49 – 57] [58 – 84] [94 – 100]	[12 – 34] [46 – 64] [88 – 99]	[0 – 3] [46 – 58]	[61 – 66]
		OD (%)	71	79	51	14	5
	NoExo vs M-RANK	Interval (%)	[0 – 18] [39 – 51] [55 – 62] [65 – 74] [98 – 100]	[3 – 22] [40 – 47] [54 – 61] [65 – 92]	[0 – 3] [13 – 20] [46 – 59] [69 – 78]	[44 – 55]	[38 – 46]
		OD (%)	47	60	34	11	8
GINOCCHIO	NoExo vs S-RANK	Interval (%)	[4 – 13] [31 – 32] [53 – 55] [86 – 99]	[7 – 13] [28 – 37] [50 – 55] [85 – 97]	[3 – 7] [41 – 65] [70 – 92] [97 – 100]	[13-22] [71-76]	[5 – 8] [57 – 73]
		OD (%)	23	31	53	14	17
	NoExo vs M-RANK	Interval (%)	[27 – 48] [57 – 71]	[10 – 43] [59 – 70]	[29 – 59] [68 – 89] [95 – 100]		[74 – 90]
		OD (%)	34	44	57	0	16
ANCA	NoExo vs S-RANK	Interval (%)	[7 – 10] [15 – 27] [37 – 60] [69 – 95]	[16 – 17] [35 – 59] [78 – 98]	[0 – 32] [43 – 74] [80 – 100]	[0 – 8] [12 – 20] [55 – 75]	[13 – 40] [56 – 80]
		OD (%)	65	46	83	35	51
	NoExo vs M-RANK	Interval (%)	[0 – 3] [10 – 11] [19 – 26] [31 – 59] [69 – 100]	[0 – 6] [18 – 58] [72 – 100]	[0 – 9] [47 – 71] [80 – 100]	[1 – 14] [46 – 74] [89 – 100]	[1 – 11] [50 – 68] [79 – 91]
		OD (%)	70	74	53	53	40

5.3.6 Conclusioni

Due diversi design meccanici per un esoscheletro indossabile per la caviglia sono stati presentati e confrontati per valutare gli effetti indotti sulla deambulazione dai vincoli meccanici. È stato applicato un approccio standardizzato per valutare le prestazioni dei due prototipi di esoscheletro testando il comportamento su diversi terreni di camminata. L'analisi SPM sulle curve angolari della caviglia ha mostrato come consentire GdL aggiuntivi nella struttura cinematica dell'esoscheletro permette un pattern di movimento più vicino a quello fisiologico durante l'intero passo. Ciò comporta inevitabilmente un aumento del peso, che ha un effetto più pronunciato sulle curve angolari delle articolazioni del ginocchio e dell'anca. Questo può essere mitigato adottando una struttura più semplice. Inoltre, entrambe le strutture meccaniche portano a un complessivo deterioramento della simmetria della deambulazione, con differenze maggiori associate all'esoscheletro con un solo GdL. I risultati di questo studio potrebbero essere utilizzati dai gruppi di ricerca come linee guida per il design, il test e il redesign degli esoscheletri per la caviglia in ambienti non controllati per simulare condizioni di vita quotidiana. Inoltre, i risultati potrebbero dare un impulso per superare le problematiche che limitano l'uso degli esoscheletri solo come prototipi di laboratorio.

5.4 Guanto strumentato per la misura dei sovraccarichi biomeccanici

La misurazione della forza di contatto è un passaggio cruciale nella valutazione dei sovraccarichi biomeccanici. L'indice OCRA¹ è uno dei più diffusi per questa analisi, ma la misurazione della forza è attualmente basata su scale soggettive. Gli obiettivi di questo studio sono: (i) progettare un guanto strumentato caratterizzato da 5 sensori piezoresistivi (fig.5.18) e (ii) valutare una procedura sperimentale per la calibrazione in-situ per ottimizzare l'accuratezza della misurazione della forza. I dati di output dal guanto strumentato indossato da dieci soggetti sono stati raccolti utilizzando una cella di carico.

Per la procedura di calibrazione, ai soggetti è stato chiesto di indossare il guanto e di imporre manualmente una forza graduale fino a 40 N. La procedura di calibrazione è stata eseguita in tre sessioni, ciascuna delle quali consisteva in cinque ripetizioni per ciascun sensore. Questo approccio ha consentito di valutare la ripetibilità e la riproducibilità della procedura di calibrazione dovuta all'uso

¹L'Indice OCRA (Occupational Repetitive Actions Index) è uno strumento di valutazione del rischio ergonomico specifico per i lavori che comportano movimenti ripetitivi degli arti superiori, come braccia, mani e spalle. È ampiamente utilizzato nell'ambito della prevenzione dei disturbi muscolo-scheletrici correlati al lavoro.

consecutivo del guanto e al suo riutilizzo. Tra la regressione lineare e quella esponenziale, quest’ultima ha presentato l’incertezza di interpolazione più bassa (1% della scala completa - FS). Per evidenziare la migliore procedura di calibrazione, è stato calcolato l’errore quadratico medio (RMSE) in diverse condizioni. I risultati migliori sono stati ottenuti quando il guanto è stato calibrato utilizzando più calibrazioni effettuate dallo stesso soggetto senza la rimozione del guanto, con un’accuratezza media del 10% FS.

Questi risultati suggeriscono la necessità di creare un set-up portatile per la calibrazione in-situ del guanto, che deve essere ripetuta ogni volta che il soggetto indossa il guanto.

5.4.1 Metodi

Progettazione e realizzazione del guanto

Il guanto strumentato è stato progettato utilizzando un tipico guanto industriale su cui sono stati posizionati cinque sensori per la misurazione della forza esercitata da ciascun dito e dal palmo durante i lavori manuali. I sensori sono stati posizionati su pollice, indice, medio, anulare e palmo. Vale la pena notare che nessun sensore è stato posto sul mignolo, poiché il suo coinvolgimento nelle azioni tecniche OCRA può essere considerato trascurabile per il calcolo della forza esercitata.

I sensori sono stati realizzati utilizzando il tessuto piezoresistivo EeonTex. EeonTex è un tessuto conduttivo con proprietà piezoresistive composto dal 72% di nylon e dal 28% di spandex, un tessuto elastico. Questi sensori rappresentano la parte sensibile del guanto, capace di misurare la forza esercitata durante la manipolazione di oggetti; infatti, è possibile correlare il cambiamento di resistenza del tessuto piezoresistivo quando viene premuto. Le proprietà fisiche e meccaniche del tessuto sono elencate nella Tabella 5.18.

Questo tipo di progettazione consente una misurazione accurata delle forze in tutte le dita e il palmo, con particolare attenzione ai punti maggiormente coinvolti nelle attività che prevedono sforzi biomeccanici.

Tabella 5.18: Caratteristiche fisiche e meccaniche dell’Eeontex

Proprietà	Valore nominale
Spessore	0.60 mm
Resistenza a trazione	> 450 N
Elongazione a rottura	40%
Resistenza a strappo	12 N height

La realizzazione dei sensori piezoresistivi ha richiesto la progettazione di una struttura multistrato, come mostrato nel paragrafo 5.1.1. In particolare, il tessuto EeonTex è stato posizionato tra due strati di Ripstop, utilizzando due ulteriori strati di materiale adesivo. Il Ripstop è un tessuto conduttivo realizzato al 100% in nylon, con le seguenti caratteristiche: peso di 65 g/m^2 , resistenza alla trazione di 132 N/cm e 96 N/cm rispettivamente per le due direzioni, resistenza alla lacerazione di 6 N/cm .

Sono stati realizzati e posizionati sul guanto 5 sensori. L'output di ciascun sensore è stato misurato utilizzando un partitore di tensione alimentato a 5 V con una resistenza fissa di 15 k per tutti i sensori. Tutti i sensori hanno dimensioni di $1,0 \text{ cm} \times 1,5 \text{ cm}$, ad eccezione del sensore posizionato sul palmo, che ha dimensioni di $2,5 \text{ cm} \times 2,5 \text{ cm}$. La Figura 5.18 mostra la vista del palmo del guanto.

Questa progettazione multilayer con materiali conduttivi ed elastici garantisce una misurazione precisa e sensibile della forza applicata, mantenendo al contempo la flessibilità necessaria per il guanto durante l'uso.



Figura 5.18: Palmo del guanto sensorizzato con sensori piezoresistivi

Procedura di calibrazione

La calibrazione del guanto è stata eseguita attraverso una procedura comparativa utilizzando una cella di carico con un intervallo di scala completa (FS) di 50 N e una precisione dello 0,032% FS. A questa è stato aggiunto un supporto in policarbonato stampato in 3D per garantire la corretta applicazione della forza, come mostrato nella Figura 5.19.

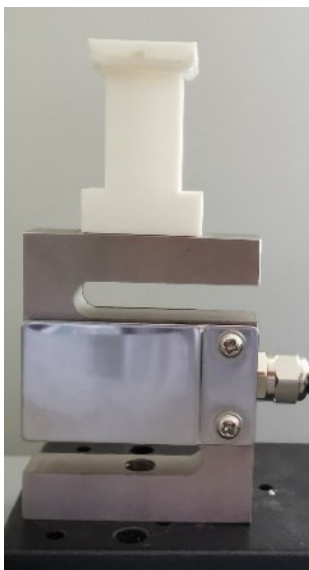


Figura 5.19: *Setup sperimentale per la calibrazione del guanto*

Dieci soggetti adulti (tutti di sesso maschile, età 24 ± 2 anni) sono stati arruolati per testare la procedura di calibrazione. La procedura di calibrazione è iniziata chiedendo ai soggetti di indossare il guanto e di imporre manualmente una forza graduale fino a 40 N per ciascun sensore piezoresistivo. Il raggiungimento della forza massima richiesta è stato misurato tramite la cella di carico e monitorato attraverso il pannello frontale di un'applicazione LabVIEW appositamente implementata per l'acquisizione dei dati. I dati sono stati acquisiti a una frequenza di campionamento di 1 kHz.

Il guanto è stato quindi calibrato attraverso un confronto con la cella di carico utilizzando sia la regressione lineare, seguendo l'equazione $[y=q+mx]$, sia la regressione esponenziale, seguendo l'equazione $[y = a + d(1e^{cx})]$, dove x è la forza misurata dalla cella di carico e y è l'uscita di tensione del partitore di tensione collegato a ciascun sensore piezoresistivo. Pertanto, la Tabella 5.19 riassume i parametri di calibrazione per ciascuna regressione. I valori di offset sono stati eliminati sia dagli output dei sensori che da quelli della cella di carico. Successi-

Tabella 5.19: Parametri di calibrazione per la regressione lineare ed esponenziale

Parametro	Regressione	Unità di misura
q	Lineare	V
m	Lineare	$V \cdot N^{-1}$
a	esponenziale	V
d	esponenziale	V
c	esponenziale	N^{-1}

vamente, sono state calcolate l'incertezza dell'interpolazione lineare (u_{lin}) e quella esponenziale (u_{esp}), espresse come percentuale della scala completa, per valutare quale modello di regressione dovesse essere adottato.

Per calcolare l'incertezza di interpolazione, è stata utilizzata la seguente equazione:

$$\epsilon = \frac{\sqrt{\frac{\sum_{i=1}^N (y_i - y_i^{\wedge})^2}{N-2}}}{FS} \cdot 100 \quad (5.8)$$

Dove y_i e $y_i^{\wedge}$ rappresentano rispettivamente l'output misurato del sensore e quello stimato, N indica il numero di punti di calibrazione e FS rappresenta l'uscita del sensore in corrispondenza del massimo input.

Protocollo sperimentale

Durante il protocollo sperimentale, ai soggetti è stato chiesto di indossare il guanto e di eseguire la procedura di calibrazione in cinque ripetizioni consecutive per ciascun sensore, senza rimuovere il guanto. Dopo le cinque ripetizioni, i soggetti sono stati invitati a rimuovere il guanto, a rimetterlo e a ripetere l'intera procedura per un totale di tre sessioni. Pertanto, è stato eseguito un insieme di 15 calibrazioni (5 ripetizioni $\times$ 3 sessioni) per ciascun sensore piezoresistivo e per ciascun soggetto.

Questa metodologia ha permesso di raccogliere un ampio set di dati per ogni sensore, contribuendo così a una valutazione accurata della ripetibilità e della riproducibilità della calibrazione. Il fatto di non rimuovere il guanto durante le ripetizioni iniziali ha anche minimizzato le variazioni dovute a fattori esterni, garantendo che le misurazioni siano state influenzate principalmente dalla forza applicata.

Analisi della Variabilità della Procedura di Calibrazione

L'analisi della variabilità della procedura di calibrazione è stata condotta utilizzando esclusivamente il miglior modello di regressione trovato. Per la valutazione

della variabilità è stato utilizzato il coefficiente di variazione (COV), definito come il rapporto tra la deviazione standard e la media, espresso in percentuale.

Analisi della ripetibilità

Il protocollo di ripetibilità, denominato WSC (Within-Subject in Consecutive use), è progettato per stimare la ripetibilità della procedura di calibrazione quando il guanto è indossato dallo stesso soggetto in uso consecutivo, senza rimuovere il guanto. Procedura del Protocollo WSC.

A tal fine, sono stati calcolati il valore medio e la deviazione standard dei parametri di calibrazione considerando le cinque ripetizioni nella stessa sessione per ciascun soggetto. Successivamente, è stato calcolato il COV_{WSC} . Questo protocollo ha permesso di ottenere tre valori di COV_{WSC} per ogni soggetto, uno per ciascuna sessione.

Analisi della Riproducibilità

Sono stati realizzati due diversi protocolli per valutare la riproducibilità della procedura di calibrazione.

Il primo, denominato WSNC (Within-Subject in Non-Consecutive use), è progettato per stimare la riproducibilità della procedura di calibrazione quando lo stesso soggetto indossa nuovamente il guanto in uso non consecutivo. A tal fine, sono stati calcolati il valore medio e la deviazione standard di ciascun parametro di calibrazione attraverso le quindici ripetizioni dello stesso soggetto. Successivamente, è stato calcolato il COV_{WSNC} . Questo protocollo ha permesso di ottenere un valore di COV_{WSNC} per ciascun soggetto e di quantificare gli effetti indotti dal riutilizzo del guanto.

Il secondo protocollo, denominato BS (Between-Subject), è progettato per stimare la riproducibilità della procedura di calibrazione quando il guanto è indossato da soggetti diversi. A tal fine, sono stati calcolati il valore medio e la deviazione standard dei parametri di calibrazione attraverso le 150 ripetizioni considerando tutti i soggetti. Successivamente, è stato calcolato il COV_{BS} . Lo schema dei tre protocolli per l'analisi della ripetibilità e della riproducibilità è riassunto nella Figura 5.20.

Analisi dell'Accuratezza della Misurazione della Forza

Per valutare l'accuratezza di ciascun sensore nella misurazione della forza, è stato calcolato l'Errore Quadratico Medio (RMSE) tra la cella di carico e la curva

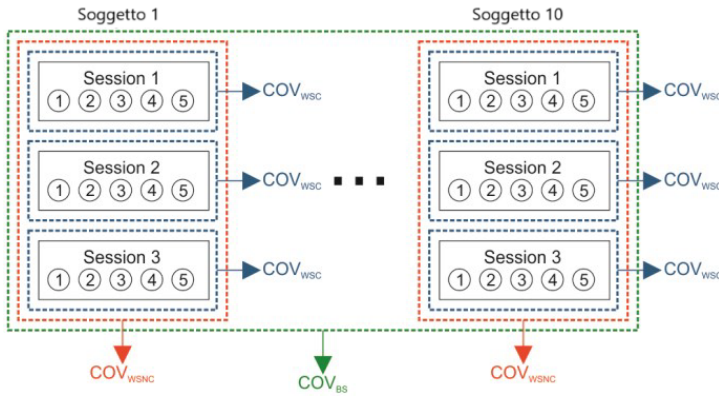


Figura 5.20: Schema dei protocolli per l'analisi della ripetibilità e riproducibilità

di forza stimata utilizzando i parametri di calibrazione. Questa analisi è stata eseguita in quattro condizioni diverse, descritte di seguito.

Condizione WSC – Calibrazione Singola (WSC_S)

Considerando il $RMSE_{WSC_S}$, i parametri di calibrazione sono stati assunti uguali a quelli ottenuti in una singola ripetizione per ogni soggetto, utilizzandoli per testare tutte le altre quattro ripetizioni all'interno della stessa sessione. Sono stati eseguiti 20 test considerando una singola ripetizione tra le cinque a turno. Questa valutazione è stata condotta per tutte e tre le sessioni. Pertanto, è stato eseguito un totale di 60 test ($20 \text{ test} \times 3 \text{ sessioni}$) per ogni soggetto e per ogni sensore.

La forza stimata ottenuta dal guanto è stata quindi confrontata con l'output della cella di carico, ottenendo 60 valori di $RMSE_{WSC_S}$. Successivamente, sono stati ottenuti il valore medio e la deviazione standard dei valori $RMSE_{WSC_S}$, consentendo di valutare il valore medio dell'accuratezza della misurazione della forza quando la procedura di calibrazione è basata su una singola calibrazione specifica per ciascun soggetto.

Condizione WSC – Calibrazione Multipla (WSC_M)

Considerando il $RMSE_{WSC_M}$, i parametri di calibrazione sono stati assunti uguali a quelli ottenuti mediando i parametri ottenuti nelle cinque ripetizioni eseguite dallo stesso soggetto relative alla stessa sessione, ovvero senza rimuovere il guanto. Questi parametri sono stati quindi utilizzati per testare le stesse cinque ripetizioni, individualmente per ogni soggetto e per ciascun sensore piezoresistivo, ottenendo 5 test. Pertanto, è stato eseguito un totale di 15 test ($5 \text{ test} \times 3 \text{ ses-}$

sioni) per ogni soggetto e per ogni sensore.

La forza stimata ottenuta dal guanto è stata quindi confrontata con l'output della cella di carico, ottenendo 15 valori di $RMSE_{WSC_M}$. Successivamente, sono stati calcolati il valore medio e la deviazione standard di questi valori $RMSE_{WSC_M}$, permettendo di valutare l'accuratezza media della misurazione della forza quando la procedura di calibrazione si basa su più calibrazioni consecutive, specifiche per ciascun soggetto.

Condizione WSNC – Calibrazione Singola ($WSNC_S$)

Considerando il $RMSE_{WSNC_S}$, i parametri di calibrazione sono stati assunti uguali a quelli ottenuti in una singola calibrazione di una sessione per ciascun soggetto, utilizzandoli per testare tutte le altre 10 ripetizioni nelle due sessioni rimanenti. Questa valutazione è stata effettuata considerando una singola ripetizione tra le 15 disponibili (5 ripetizioni $\times$ 3 sessioni). Pertanto, un totale di 150 test sono stati eseguiti per ciascun soggetto e ciascun sensore. La forza stimata ottenuta dal guanto è stata quindi confrontata con l'output della cella di carico, ottenendo 150 valori di $RMSE_{WSNC_S}$. Successivamente, sono stati calcolati il valore medio e la deviazione standard dei valori $RMSE_{WSNC_S}$, consentendo di valutare l'accuratezza media della misurazione della forza quando la procedura di calibrazione consiste in una singola calibrazione effettuata prima dell'applicazione del guanto, specifica per ciascun soggetto.

Condizione WSNC – Calibrazioni Multiple ($WSNC_M$)

Considerando il $RMSE_{WSNC_M}$, i parametri di calibrazione sono stati assunti uguali a quelli ottenuti mediando i parametri ottenuti nelle cinque ripetizioni effettuate dallo stesso soggetto relative alla stessa sessione, ossia senza rimuovere il guanto. Questi parametri sono stati poi utilizzati per testare individualmente le 10 ripetizioni nelle due sessioni rimanenti. Questa valutazione è stata effettuata considerando una singola sessione alla volta (10 test $\times$ 3 sessioni). Pertanto, un totale di 30 test sono stati eseguiti per ciascun soggetto e ciascun sensore. La forza stimata ottenuta dal guanto è stata quindi confrontata con l'output della cella di carico, ottenendo 30 valori di $RMSE_{WSNC_M}$. Successivamente, sono stati calcolati il valore medio e la deviazione standard dei valori $RMSE_{WSNC_M}$, consentendo di valutare l'accuratezza media della misurazione della forza quando la procedura di calibrazione consiste in più calibrazioni consecutive effettuate prima della rimozione dei guanti, specifica per ciascun soggetto.

Condizione BS

Considerando il $RMSE_{BS}$, i parametri di calibrazione sono stati assunti uguali a quelli ottenuti mediando i parametri ottenuti in tutte le ripetizioni, sessioni e

soggetti. Questi parametri sono stati poi utilizzati per testare ogni singola ripetizione di ciascun soggetto. Pertanto, un totale di 150 test (5 ripetizioni $\times$ 3 sessioni $\times$ 10 soggetti) sono stati eseguiti per ciascun sensore. La forza stimata ottenuta dal guanto è stata quindi confrontata con l'output della cella di carico, ottenendo 150 valori di $RMSE_{BS}$. Successivamente, sono stati calcolati il valore medio e la deviazione standard dei valori $RMSE_{BS}$, consentendo di valutare l'accuratezza media della misurazione della forza quando la procedura di calibrazione si basa su più calibrazioni effettuate da soggetti diversi e, inoltre, considerando la rimozione del guanto.

Uno schema che riassume l'analisi effettuata per la valutazione dell'accuratezza della misurazione della forza è riportato nella Figura 5.21 per WSC e WSNC, mentre nella Figura 5.22 per BS.

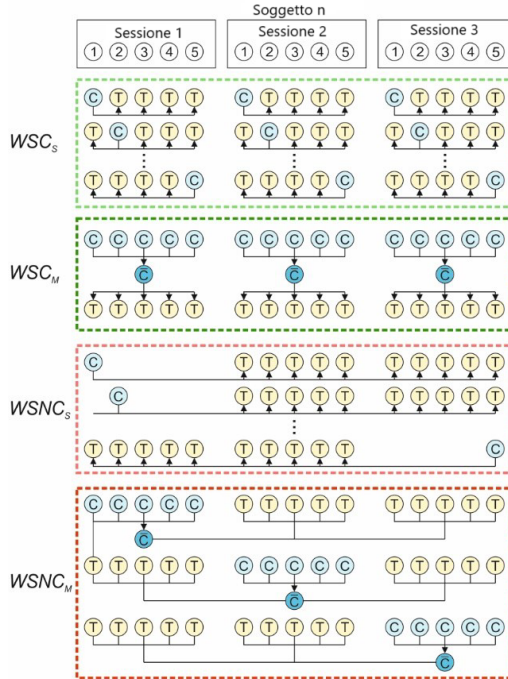


Figura 5.21: Schema dell'analisi per la valutazione dell'accuratezza della misura della forza in condizioni WSC e WSNC. In tutte le figure, C indica la calibrazione e T il test. $\bar{C}$ nel cerchio blu scuro indica l'operazione media tra i parametri di calibrazione.

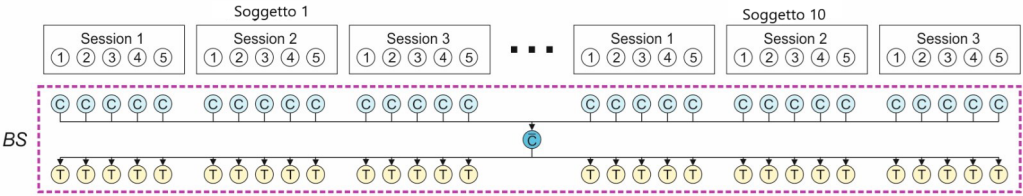


Figura 5.22: Schema dell’analisi per la valutazione dell’accuratezza della misura della forza in condizione BS. In tutte le figure, C indica la calibrazione e T il test. $\bar{C}$ nel cerchio blu scuro indica l’operazione media tra i parametri di calibrazione.

5.4.2 Risultati e discussioni

Miglior modello di regressione

Un esempio del segnale ottenuto dalla cella di carico e dal sensore piezoresistivo è riportato in Figura 5.23-a. Come evidente dalla figura, il sensore presenta una zona morta; pertanto, è stato individuato un segnale minimo rilevabile approssimativamente di 2 N. Di conseguenza, tutte le analisi successive sono state condotte all’interno del range di misura di 2 N – 40 N. Come esempio, in Figura 5.23-b è presentato un grafico che mostra l’interpolazione effettuata tramite una regressione lineare e una esponenziale, considerando la procedura di calibrazione eseguita da un soggetto e il sensore posizionato sul palmo. La Tabella 5.20 riporta l’incertezza relativa media dell’interpolazione per ciascun sensore nei due tipi di regressione. È evidente che la regressione esponenziale garantisce un miglior adattamento dei dati, con un’incertezza di interpolazione inferiore rispetto alla regressione lineare, costantemente sotto l’1,2%, indipendentemente dal sensore considerato. Al contrario, la regressione lineare comporta un’incertezza di interpolazione che supera costantemente il 5,3%. Sulla base di questi risultati, gli studi di ripetibilità e riproducibilità sono stati condotti esclusivamente sui parametri di calibrazione relativi alla regressione esponenziale.

Tabella 5.20: Valore medio e deviazione standard dell’incertezza di interpolazione per la regressione lineare ed esponenziale.

Sensore	$U_{lin}(\%)$	$U_{exp}(\%)$
Pollice	5.5 (1.2)	0.9 (0.1)
Indice	5.9 (1.4)	1.0 (0.2)
Medio	5.3 (1.4)	1.1 (0.1)
Anulare	6.2 (1.8)	1.1 (0.0)
Palmo	7.7 (0.9)	0.9 (0.1)

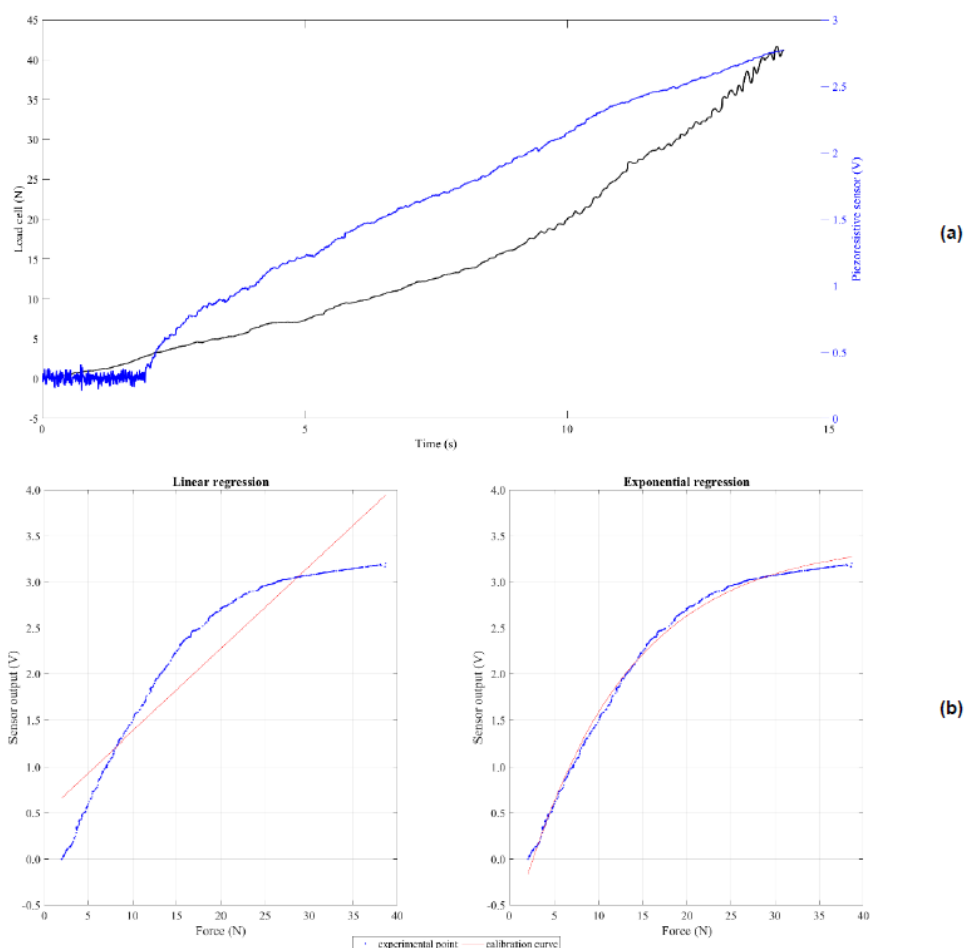


Figura 5.23: (a) Esempio di segnali ottenuti dalla cella di carico e dal sensore piezoresistivo (b) Esempio di regressione lineare ed esponenziale, in cui i punti blu rappresentano i dati sperimentali acquisiti durante la procedura di calibrazione e quelli rossi la curva di calibrazione ottenuta tramite l'interpolazione.

Ripetibilità e riproducibilità dei parametri di calibrazione

I valori medi tra i soggetti di COV_{WSC} e COV_{WSNC} relativi ai parametri di calibrazione (a, d e c), così come il COV_{BS} per ogni sensore, sono riportati nella Tabella 5.21. Dai risultati presentati nella tabella, è evidente che i valori di COV_{WSC} sono i più bassi, anche se costantemente superiori al 18%, 7% e 15% rispettivamente per i parametri a, d e c. I valori ottenuti in condizione BS, invece, sono i peggiori, con risultati superiori al 15%, 21% e 26% rispettivamente per i parametri a, d e c.

I valori già elevati ottenuti nella condizione WSC possono essere giustificati dalla possibile presenza di deformazioni residue che si verificano con l'uso continuo del guanto, impedendo al materiale di tornare al suo stato iniziale e inducendo una maggiore variabilità nella calibrazione. Di conseguenza, per migliorare la ripetibilità del protocollo di calibrazione, è necessario eseguire più ripetizioni di calibrazione dallo stesso soggetto prima dell'utilizzo del guanto. Inoltre, i valori più elevati trovati per COV_{WSNC} e COV_{BS} suggeriscono che i parametri di calibrazione sono influenzati dall'operazione di riutilizzo e dal soggetto. Questi risultati sono in linea con altre ricerche già pubblicate in letteratura, dove si sottolinea come una delle fonti di incertezza sia legata all'adattamento del guanto.

Tabella 5.21: Coefficiente di variazione di ciascun parametro nelle condizioni testate, dove WSC indica entro-soggetto consecutivo, WSNC indica entro-soggetto non consecutivo, e BS indica tra-soggetti.

	Parametro a [V]			Parametro d [V]			Parametro c [1/N]		
	WSC	WSNC	BS	WSC	WSNC	BS	WSC	WSNC	BS
Pollice	22.5%	26.2%	30.3%	7.6%	11.1%	13.3%	17.1%	21.2%	27.1%
indice	21.5%	28.4%	33.3%	8.8%	10.3%	15.5%	15.3%	22.3%	26.0%
medio	18.7%	23.3%	29.3%	8.5%	10.9%	13.3%	16.9%	24.2%	27.3%
anulare	19.2%	22.5%	33.2%	9.5%	12.6%	19.3%	16.1%	22.4%	28.3%
palm	21.5%	28.3%	30.2%	12.3%	14.9%	18.0%	16.0%	23.0%	27.2%

Valutazione dell'accuratezza della misura della forza

La Tabella 5.22 riporta i valori medi del RMSE in tutte le condizioni per ogni sensore e il relativo intervallo. Concentrandosi sulla WSC, è evidente come i valori di RMSE ottenuti tramite la media dei parametri di calibrazione su più ripetizioni siano sempre inferiori rispetto a quelli ottenuti con una sola ripetizione. Nello specifico, l'accuratezza nella misura della forza è inferiore all'11,0% FS, con un massimo sempre inferiore al 12,5% FS. Pertanto, si può affermare che eseguire più calibrazioni consecutive porta a un miglioramento dell'accuratezza nella misura della forza.

Passando a WSNC, sono stati trovati valori di RMSE fino al 17,0% FS e 15,7%, considerando una singola o una calibrazione multipla, rispettivamente. Considerando il valore medio, è stato trovato fino al 13,0% FS, mentre $_M$ fino al 12,0% FS. Questi risultati confermano, come nell'analisi WSC, che l'uso dei parametri di calibrazione mediati permette di ridurre gli effetti dovuti alla variabilità del riutilizzo. Tuttavia, i valori di RMSE relativi a $WSNC_M$ erano superiori a quelli in WSC_M . Pertanto, si può affermare che ogni riutilizzo del guanto deve essere

seguito da una calibrazione in situ per evitare una diminuzione dell'accuratezza nella misurazione della forza.

Infine, per quanto riguarda la condizione BS, sono stati trovati valori di RMSE fino al 24,7% FS, con un valore medio sempre superiore all'11,5% FS. È quindi chiaro che è necessario eseguire la calibrazione individualmente per ciascun soggetto che indossa il guanto, evitando di utilizzare parametri di calibrazione mediati.

In conclusione, confrontando tutte le condizioni, è evidente come WSC_M rappresenti la migliore soluzione, poiché sia $WSNC_S$, $WSNC_M$ che BS sono associati a valori di RMSE maggiori.

Analizzando i risultati per ogni sensore, si può osservare che i risultati peggiori, in tutte le condizioni testate, sono associati al sensore posizionato sul palmo. Considerando che il sensore sul palmo è il più grande, i risultati possono essere attribuiti a deformazioni residue durante l'uso del guanto. Questo suggerisce di ridurre l'area di contatto di ciascun sensore, così come di aumentare il numero di sensori. Tuttavia, una tale soluzione aumenta la complessità del sensore. In alternativa, un aumento del numero di sensori posizionati sul palmo può migliorare l'accuratezza nella misurazione della forza evitando una riduzione dell'area di contatto. Tra gli altri, i pollici e le dita medie sono associati ai migliori risultati.

Tabella 5.22: Media, minimo e massimo dell'RMSE espresso in percentuale della scala completa in tutte le condizioni per ciascun sensore.

	$RMSE_{WSC_S}$ [% FS]			$RMSE_{WSC_M}$ [% FS]			$RMSE_{WSNC_S}$ [% FS]			$RMSE_{WSNC_M}$ [% FS]			RMSE _{BS} [% FS]		
	Media	Min	Max	Media	Min	Max	Media	Min	Max	Media	Min	Max	Media	Min	Max
Pollice	9.2	8.2	13.0	8.5	7.5	12.5	10.5	9.0	11.0	9.2	8.2	9.7	11.5	9.2.0	15.7
Indice	11.7	8.7	14.0	10.7	8.2	12.4	13.0	11.2	17.0	12.0	10.5	15.7	16.2	11.0	24.5
Medio	9.2	7.5	12.7	8.2	7.2	10.7	10.2	9.0	12.7	9.7	8.2	12.2	13.5	7.0	16.2
Anulare	11.2	9.0	13.0	10.0	9.2	11.0	11.7	10.0	13.2	11.0	9.2	12.2	14.7	10.0	24.7
Palmo	12.0	11.2	12.5	10.7	10.0	11.7	12.7	10.5	13.7	12.0	9.7	14.7	17.0	12.0	21.2

Valutando generalmente l'accuratezza della misurazione della forza, è importante sottolineare che i valori di RMSE ottenuti rappresentano oltre il 10% dell'intervallo completo di calibrazione, indipendentemente dalla condizione testata. Considerando l'applicazione del guanto strumentato per il calcolo dell'indice OCRA, è importante notare che attualmente vengono utilizzate scale soggettive, chiedendo al soggetto di valutare la forza esercitata su una scala da 0 a 10, per calcolare il fattore di forza che contribuisce all'indice OCRA. È evidente che l'introduzione di un guanto strumentato, nonostante sia associato a un'incertezza tipicamente nell'ordine di 3,0 – 4,0 N, consente una misurazione più oggettiva, aumentando la ripetibilità e la riproducibilità nel calcolo dell'indice OCRA.

Procedura di calibrazione proposta

I risultati ottenuti, sia in termini di variabilità dei parametri di calibrazione che di accuratezza nella misurazione della forza, ci consentono di definire un protocollo standard per la conduzione della calibrazione di un guanto strumentato. Il protocollo standard deve seguire quello associato alla condizione WSCM, che si è dimostrata essere quella con i valori più elevati di accuratezza nella misurazione della forza. Pertanto, quando si utilizza un guanto strumentato, si suggerisce di eseguire la calibrazione per ciascun soggetto che indossa il guanto e di seguire i seguenti passaggi:

- Indossare il guanto;
- Eseguire N ripetizioni della procedura di calibrazione per ciascun sensore senza rimuovere il guanto;
- Applicare una regressione esponenziale per ogni ripetizione per estrarre i parametri di calibrazione;
- Calcolare la media delle N ripetizioni per ciascun parametro di calibrazione; Utilizzare il guanto per l'applicazione specifica;
- Rimuovere il guanto;
- Ripetere i passaggi 2-5 per ogni nuova ri-indossatura del guanto.

Considerando la procedura proposta, è chiara la necessità di progettare un setup portatile per una calibrazione in situ del guanto prima del suo utilizzo.

5.4.3 Conclusioni

In questo studio, sono stati valutati la ripetibilità e la riproducibilità del protocollo di calibrazione per un guanto strumentato, insieme a come la variabilità della calibrazione influisce sull'accuratezza nella misurazione della forza. I risultati ottenuti dimostrano la necessità di implementare un protocollo di calibrazione in situ, che preveda più ripetizioni della calibrazione per ottenere parametri di calibrazione medi per ciascun sensore. La procedura di calibrazione proposta deve essere ripetuta ogni volta che il guanto viene indossato di nuovo. Inoltre, è fondamentale ripetere la calibrazione per ciascun soggetto che indossa il guanto. Ciò evidenzia la necessità di progettare un sistema di calibrazione portatile che semplifichi e velocizzi la procedura di calibrazione sul posto, prima di ogni utilizzo del guanto.

Un guanto con sensori di pressione sulle dita può avere molteplici applicazioni in diversi settori, grazie alla capacità di rilevare e misurare forze applicate dalle dita.

- **Valutazione della forza:** Misurare la forza esercitata dalle dita per monitorare pazienti con disturbi neuromuscolari o durante la riabilitazione post-operatoria.
- **Riabilitazione motoria:** Fornire feedback in tempo reale durante esercizi riabilitativi per il recupero della funzionalità della mano.
- **Diagnosi:** Identificare problemi come ridotta forza o distribuzione asimmetrica della pressione.
- **Ottimizzazione della presa:** Monitorare la distribuzione della forza per migliorare strumenti e dispositivi ergonomici.
- **Prevenzione infortuni:** Identificare movimenti ripetitivi o pressioni eccessive che potrebbero causare disturbi muscolo-scheletrici.
- **Feedback tattile:** Restituire vibrazioni o resistenze per simulare la sensazione di toccare un oggetto.
- **Quantificare il fattore di forza** che contribuisce al calcolo dell'indice OCRA per la valutazione dei rischi muscoloscheletrici agli arti superiori. L'uso di un guanto calibrato, infatti, può migliorare l'accuratezza nelle misurazioni della forza rispetto all'approccio soggettivo previsto dallo standard di riferimento nell'analisi OCRA, che si basa su un'analisi video del soggetto.

Conclusioni

L'obiettivo di questa tesi è quello di presentare la progettazione e la validazione di un dispositivo indossabile capace di migliorare i programmi di formazione per operatori che devono lavorare in ambienti angusti e contaminati, attraverso un'esperienza di formazione più immersiva ed istruttiva. Sebbene il tasso di incidenti sia leggermente diminuito negli ultimi anni, il tasso di mortalità continua ad essere elevato. Le cause di questi incidenti possono essere attribuite a una formazione inadeguata o addirittura assente per gli operatori, soprattutto per lavori che comportano operazioni ad alto rischio. Il problema principale è che è spesso difficile e pericoloso riprodurre gli scenari che poi verranno incontrati nella simulazione reale. Il dispositivo qui presentato non solo mira a migliorare l'efficacia, ma anche la sicurezza della fase di formazione, sfruttando la realtà virtuale e il feedback tattile.

- La prima parte è stata dedicata all'introduzione dell'anatomia dell'arto superiore, spiegando la sua struttura e i movimenti fisiologici. Successivamente, sono stati introdotti gli esoscheletri, i dispositivi tattili ed i dispositivi di realtà virtuale. Dopo una ricerca in letteratura, è stata presentata una classificazione per differenziare i vari tipi di esoscheletro ed introdurre la nomenclatura utilizzata nelle parti successive. La ricerca ha rivelato che la maggior parte dei dispositivi indossabili recensiti non consente ai soggetti di muoversi liberamente nell'ambiente circostante. Gli esoscheletri caratterizzati da un alto numero di gradi di libertà (GDL) sono necessariamente troppo pesanti per essere indossati completamente e richiedono supporto a terra o una struttura secondaria.
- La seconda parte è stata dedicata al design e allo sviluppo del prototipo, chiamato SIDE. È stata effettuata un'analisi approfondita del problema, evidenziando i requisiti che il dispositivo doveva soddisfare. SIDE deve avere una cinematica compatibile con l'arto superiore, quindi la scelta del modello di arto superiore da utilizzare è stata cruciale. Deve anche essere un dispositivo portatile e completamente indossabile, per consentire all'utilizzatore di muovere liberamente l'arto superiore e camminare nell'ambiente circostante.

La riduzione del peso, l'ergonomia e l'adattabilità a soggetti diversi sono stati requisiti essenziali per lo sviluppo di tale dispositivo.

- La fase successiva del design è stata focalizzata su come rendere il dispositivo indossabile. La prima versione del giubbotto includeva una piastra posteriore che poteva essere attaccata esternamente al giubbotto tramite nastri. Successivamente, la piastra in fibra di vetro è stata inserita direttamente all'interno del giubbotto stesso; ciò ha comportato una maggiore stabilizzazione del peso e una riduzione dei movimenti relativi tra l'uomo e l'esoscheletro. È stata aggiunta una piastra frontale in fibra di vetro e nastri stabilizzatori per superare il problema del peso sbilanciato verso destra che caratterizza la struttura di SIDE.
- L'ultima versione di SIDE è stata presentata e spiegata in dettaglio. SIDE è stato costruito utilizzando diverse tecniche di produzione. Per alleggerire il peso, sono stati evitati metalli come l'acciaio a favore di materiali compositi o stampati in 3D. Gli unici elementi in alluminio sono i link 0 e 1, poiché, essendo quelli più sollecitati. Gli altri link del braccio robotico sono stati tutti stampati in 3D utilizzando filamenti di nylon caricati al carbonio. Per gli altri componenti, come quelli sulla schiena, è stato utilizzato il PLA per ridurre i costi di produzione. Prima di passare all'ultima parte, sono stati presentati i sistemi adattativi del dispositivo, che rendono possibile per individui con diverse morfologie corporee indossare SIDE.
- L'ultima parte è dedicata ai protocolli utilizzati per convalidare le prestazioni di SIDE, sia dal punto di vista cinetico che del feedback tattile. Ogni protocollo è stato progettato per valutare individualmente diversi aspetti del dispositivo. In tutti e tre gli esperimenti hanno partecipato 10 soggetti sani, tutti uomini e destrimani. Solo uomini sono stati ammessi perché, sebbene SIDE abbia alcuni sistemi adattativi per adattarsi all'antropometria dei soggetti, l'ambito di tali sistemi è ancora limitato nella versione attuale del prototipo. Il design del prototipo era basato su un uomo alto 183 cm. È stato utilizzato il sistema IMU Xsens prodotto da "Movella" per raccogliere e analizzare i movimenti dei soggetti. L'ambiente MATLAB è stato utilizzato per elaborare i dati acquisiti e eseguire test statistici.
- Sono stati testati 3 protocolli per validare le funzionalità di SIDE:
Il Protocollo 1 aveva l'obiettivo di testare quanto SIDE limitasse i movimenti dei soggetti durante l'esecuzione di movimenti puri. Il movimento puro è definito come un movimento che avviene lungo un solo asse di un'articolazione, per esempio, la flessione della spalla o del gomito.
Il Protocollo 2 mirava a verificare le prestazioni del feedback tattile di SIDE. Questo esperimento ha coinvolto solo l'uso di SIDE con feedback tattile at-

tivo e realtà virtuale.

Il Protocollo 3 è stato il più articolato di tutti, in quanto ha coinvolto l'uso di SIDE, IMU e realtà virtuale. L'obiettivo era valutare le prestazioni cinematiche di SIDE in presenza di movimenti misti. Per movimento misto si intende un movimento che avviene lungo più di un asse di un'articolazione contemporaneamente.

Valutando tutti i risultati ottenuti nei tre protocolli, si può concludere che la cinematica di SIDE è in grado di seguire la maggior parte dei movimenti effettuati dall'arto superiore. I movimenti che sfidano l'esoscheletro sono quelli che portano il gomito al di sopra del livello della spalla. Questi movimenti influenzano il comportamento delle articolazioni rispetto alla condizione senza SIDE. Questa influenza non incide sulla posizione finale della mano. I risultati sui RoM delle articolazioni sono molto promettenti. L'unico movimento gravemente limitato da SIDE è quello dell'abduzione della spalla. Questa limitazione è dovuta alla posizione in cui si trova il secondo servomotore.

- I futuri studi si concentreranno sull'aumento del numero di partecipanti ai test, sull'analisi degli indici dinamici e sull'introduzione di movimenti aggiuntivi nei test. Le informazioni raccolte saranno utilizzate per comprendere meglio i movimenti fisiologici della spalla e migliorare il modello per lo studio dell'arto superiore. Queste informazioni saranno necessarie per lo sviluppo ulteriore dell'esoscheletro SIDE, in termini di meccanica, software di controllo ed ergonomia. Oltre al corretto funzionamento, dimostrare l'efficacia dell'uso di SIDE nelle sessioni di formazione e riabilitazione è ancora una sfida aperta.

Publicazioni

- New active exoskeletons: design, development and benchmarking tests in complex terrains [L. Liguori, **G. Mariani**, J. Taborri, I. Mileti, D. Torricelli, L. Mattioli, E. Palermo, F. Patanè, S. Rossi], under review IEEE Transactions on Neural Systems & Rehabilitation Engineering 2024
- Evaluation of an experimental procedure to calibrate in-situ an instrumented gloves for measuring biomechanical overloads [Juri Taborri, **Giovanni Mariani**, Stefano Rossi], under review IEEE Transactions on Instrumentation and Measurement 2024
- Design and characterization of a smart fabric sensor to recognize human intention for robotic applications [**Giovanni Mariani**, Juri Taborri, Ilaria Mileti, Giacomo Bagordo, Eduardo Palermo, Fabrizio Patanè, Stefano Rossi] 2022 IEEE International Workshop on Metrology for Industry 4.0 & IoT (MetroInd4.0&IoT), Trento, Italy
- RANK Robotic Ankle: Design and testing on irregular terrains [J. Taborri, I.Mileti, **G. Mariani**, L. Mattioli, L. Liguori, S. Salvatori, E.Palermo, F. Patanè, S.Rossi] 2022 IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems (IROS), Kyoto, Japan
- "BEAT: Balance Evaluation Automated Testbed for the standardization of balance assessment in human wearing exoskeleton," [J. Taborri, S. Salvatori, **G. Mariani**, S. Rossi and F. Patanè] 2020 IEEE International Workshop on Metrology for Industry 4.0 & IoT, Roma, Italy

Ringraziamenti

Vorrei dedicare questo spazio a chi, con dedizione e pazienza, ha contribuito alla realizzazione di questo elaborato. Ringrazio inizialmente l'Università degli Studi della Tuscia, che mi ha permesso di ottenere un'ampia conoscenza dell'ingegneria meccanica, grazie alla quale si potranno avere delle ottime opportunità dal punto di vista lavorativo.

Un ringraziamento particolare va a Stefano Rossi, che mi ha permesso di lavorare su un argomento coinvolgente e stimolante, oltre al fatto di essere sempre stato presente per chiarire ogni dubbio nel corso della realizzazione di questo elaborato. Lo ringrazio anche per avermi proposto ottime opportunità dopo la conclusione dei miei studi.

Ringrazio ovviamente anche il mio correlatore Juri Taborri per i suoi preziosi consigli, per avermi suggerito puntualmente le giuste modifiche da apportare alla tesi e per essere stato sempre disponibile.

Ringrazio infine Simona, che mi supporta (e sopporta) ormai da dieci anni, che è sempre stata presente nel momento del bisogno e mi ha permesso di arrivare dove sono adesso.

Elenco delle figure

1.1	Posizione anatomica	13
1.3	Assi anatomici	15
1.4	Movimenti anatomici fondamentali	16
1.5	Struttura scheletrica arto superiore	18
1.6	Articolazioni del corpo umano	19
2.1	Rappresentazione del Robo-Mate	23
2.3	Rappresentazione dell'esoscheletro attivo non indossabile ANYexo .	27
2.4	Rappresentazione dell'esoscheletro attivo non indossabile ARMin .	28
2.5	Rappresentazione dell'esoscheletro attivo non indossabile EXO-7 .	29
2.6	Rappresentazione dell'esoscheletro passivo indossabile MATE . . .	32
2.7	Rappresentazione dell'esoscheletro passivo indossabile Stuttgart Exo-jacket	34
2.8	Rappresentazione dell'esoscheletro passivo indossabile EksoVest . .	35
2.9	Visore per realtà virtuale Oculus Rift	37
2.10	Tactile Feedback Devices	39
2.11	Haptic Motion Controllers	39
2.12	Haptic Vest	40
3.1	Strumenti per realtà virtuale	42
3.2	Esoscheletro non indossabile ad un GdL	43
3.3	GdL modello arto superiore	47
3.4	Versione end-effector di SIDE	48
3.5	Esempio di una differente posizione tra arto superiore umano ed esoscheletro	48
3.6	Rappresentazione della prima versione di SIDE con 6 gradi di libertà (GdL). Le frecce rosse indicano le articolazioni attuate, mentre quelle verdi indicano le articolazioni passive.	49
3.7	Posizione iniziale del modello	50
3.8	Primo movimento: adduzione di 90° sul piano sagittale	50
3.9	Secondo movimento: flessione anteriore di 90°	51
3.10	flessione di spalla non permessa dal cinematismo	51

3.11	Elevazione anteriore di 90°	52
3.12	Adduzione di spalla non consentita dal cinematismo	52
3.13	Versione di SIDE con soluzione a due parti per l'omero	53
3.14	SIDE: modello A	54
3.15	Rappresentazione cinematica del modello A	55
3.16	SIDE: modello B	56
3.17	Rappresentazione cinematica del modello B	57
3.18	Terna XYZ utilizzata per il sistema di riferimento della spalla . . .	59
3.19	Motion Tracker MTw di Xsens Technologies	61
3.20	Hebi X8-9	63
3.21	Gyems RMD X8 PRO	63
3.22	Primo prototipo del braccio robotico	66
3.23	Bear tactical vest	67
3.24	Piastra esterna realizzata in fibra di vetro	68
3.25	Stampo per la fibra di vetro	69
3.26	Elementi MONTECH: Clamping element SLR-15-40 (in alto) e Turn- table DS-4-40 con 4 fori (in basso)	69
3.27	Cinghie stabilizzatrici utilizzate per il corpetto	70
3.28	Modello 3D della piastra frontale del giacchetto	71
3.29	Seconda versione della piastra posteriore	71
3.30	Modello degli elementi 3D posizionati nella parte posteriore del gilet	72
3.31	Vista frontale dell'ultima versione di SIDE, modello CAD a sinistra e prototipo reale a destra	73
3.32	Pannello di controllo posteriore	74
3.33	Rappresentazione schematica di come SIDE elabora l'interazione con un oggetto virtuale per produrre un feedback aptico	75
3.34	Modello 3D del braccio meccanico	75
3.35	Braccio meccanico con i parametri di Denavit-Hartenberg	76
3.36	Ultima versione degli elementi posteriori stampati in 3D	78
3.37	Colonna vertebrale articolata: vista frontale a sinistra, vista esplosa a destra.	78
3.38	Esplosa della spina articolata	79
3.39	Rappresentazione del sistema di fissaggio per allineare il centro di rotazione della spalla	80
3.40	Schematizzazione della struttura del link 3	81
4.1	Posizione neutra a sinistra, posizione T a destra	85
4.2	Segmento articolare con il corretto posizionamento dei sensori; i sensori sono rappresentati dagli elementi rettangolari arancioni. . .	86
4.3	Posizione di partenza per i movimenti di rotazione di spalla	87

4.4	I risultati del test T condotto sui quattro movimenti analizzati. Le barre rosse mostrano i risultati senza esoscheletro, mentre le barre blu mostrano i risultati con esoscheletro: a) $p < 0,05$, b) $p < 0,01$, c) $p < 0,001$, d) $p < 0,0001$	90
4.5	Andamenti medi dei due test. Il rosso rappresenta quelli senza esoscheletro, mentre il blu rappresenta quelli con esoscheletro. . . .	91
4.6	HTC VIVE pro V1	93
4.7	Set-up nell'ambiente virtuale a sinistra, quello reale a destra. . . .	94
4.8	Risultati del protocollo 2	95
4.9	Elementi virtuali: a) porta scorrevole; b) persiana; c) corda; d) valvola	98
4.10	Risultato del test T di student sulla porta scorrevole orizzontale condotto sui range di movimento (RoM) di spalla e gomito: a) abduzione della spalla; b) flessione della spalla; c) rotazione della spalla; d) flessione del gomito.	100
4.11	Risultato del test T sulla porta scorrevole orizzontale condotto sulla gamma di movimento (RoE) della mano: a) lungo l'asse X; b) lungo l'asse Y; c) lungo l'asse Z.	101
4.12	Risultato del test T distudent condotto sui range di movimento (RoM) di spalla e gomito nel movimento della serranda verticale: a) abduzione della spalla; b) flessione della spalla; c) rotazione della spalla; d) flessione del gomito.	102
4.13	Risultato del test T di student condotto sulla gamma di movimento (RoE) della mano durante il movimento della serranda verticale: a) lungo l'asse X; b) lungo l'asse Y; c) lungo l'asse Z.	103
4.14	Risultati del test T condotto sui range di movimento (RoM) di spalla e gomito durante il movimento della corda: a) abduzione della spalla; b) flessione della spalla; c) rotazione della spalla; d) flessione del gomito.	104
4.15	Risultato del test T di student condotto sulla gamma di movimento (RoE) della mano durante il movimento della corda: a) lungo l'asse X; b) lungo l'asse Y; c) lungo l'asse Z.	105
4.16	Risultati del test T condotto sui range di movimento (RoM) di spalla e gomito durante il movimento della valvola: a) abduzione della spalla; b) flessione della spalla; c) rotazione della spalla; d) flessione del gomito.	106
4.17	Risultati del test T di student condotto sulla gamma di movimento (RoE) della mano durante il movimento della valvola: a) lungo l'asse X; b) lungo l'asse Y; c) lungo l'asse Z.	106
5.1	a) Struttura degli strati dell'unità piezoresistiva; b) Le due unità piezoresistive realizzate	111
5.2	Componenti del sensore	111

5.3	Dettagli del sistema meccanico	112
5.4	Integrazione del sensore con il link dell'esoscheletro	113
5.5	Connessioni elettriche per l'acquisizione dati	114
5.6	Setup sperimentale per la caratterizzazione metrologica	115
5.7	Esempio di Curva di Isteresi per le Due Unità Piezoresistive	120
5.8	La figura mostra la risposta del sensore in seguito all'applicazione e alla rimozione di una massa di 2 kg, confrontata con l'output del carico cella. Le curve blu e nera rappresentano le uscite dei sensori durante i test di trazione e compressione, rispettivamente, mentre la curva rossa rappresenta l'uscita della cella di carico.	122
5.9	(a) Esoscheletro per caviglia indossabile, (b) componenti del tutore, dove (1) rappresenta il collegamento al polpaccio dell'utente, (2) il supporto di collegamento del motore e (3) il collegamento alla caviglia dell'utente, e (c) il modulo di trasmissione della coppia, dove (1), (2) e (3) rappresentano le tre barre del meccanismo a quattro barre. Il (3) include anche la soletta metallica. (d) Soletta equipaggiata con tre sensori piezoresistivi.	124
5.10	Soggetto che indossa l'esoscheletro sul lato destro e sensorizzato con le IMU (sonda arancione) mentre cammina su (A) terreno morbido simulato con un materasso (STW); (B) camminata su superficie piana (NW); e (C) camminata su terreni irregolari con configurazione a M (MW).	129
5.11	(a) Curve degli angoli articolari destro relative alle condizioni E (nero) e NE (blu) su tutti i terreni testati: NW (camminata normale), STW (camminata su terreno morbido) e MW (camminata su terreno con configurazione a M). Le linee in grassetto e tratteggiate rappresentano rispettivamente l'angolo medio e la deviazione standard. (b) Mappa parametrica statistica dell'articolazione della caviglia destra, dove le differenze statistiche sono mostrate in grigio lungo il ciclo di camminata. Le mappe riportate sono solo quelle relative ai test post hoc condotti nella condizione E confrontando i tre terreni. Il confronto STW-MW non ha mostrato differenze statistiche e non è riportato.	131
5.12	S-RANK: a) Schema dell'articolazione robotica accoppiata con la gamba dell'utente, la freccia rossa indica il grado di libertà attivo; b) Assemblaggio di tutti i componenti.	136
5.13	M-RANK: a) Schema dell'articolazione robotica accoppiata con la gamba dell'utente, la freccia rossa indica il grado di libertà attivo; b) Assemblaggio di tutti i componenti; c) Dettagli dei componenti dell'articolazione multi-DOF.	137
5.14	I due prototipi di esoscheletro indossati da un partecipante durante le prove sperimentali: a) S-RANK; b) M-RANK.	139

5.15	Rappresentazione schematica delle cinque condizioni del terreno testate: i) superficie piana; ii) camminata piatta su un materasso; iii) terreno irregolare; iv) camminata in salita (Su); v) camminata in discesa (Giù).	140
5.16	Media e deviazione standard della simmetria di tendenza (TS) nelle condizioni di camminata testate per NoExo, S-RANK e M-RANK: a) TS in condizioni piane; b) TS per ascensione e discensione (Su e Giù). Indicano differenze statistiche con la seguente legenda: * (P 0.05), ** (P 0.01) e *** (P 0.001).	144
5.17	Risultati dell'analisi SPM sulla curva angolare dell'articolazione destra. Gli intervalli indicano la parte del ciclo di camminata in cui sono state riscontrate differenze statistiche. OD indica la differenza complessiva lungo l'intero ciclo di camminata.	146
5.18	Palmo del guanto sensorizzato con sensori piezoresistivi	149
5.19	Setup sperimentale per la calibrazione del guanto	150
5.20	Schema dei protocolli per l'analisi della ripetibilità e riproducibilità	153
5.21	Schema dell'analisi per la valutazione dell'accuratezza della misura della forza in condizioni WSC e WSNC. In tutte le figure, C indica la calibrazione e T il test. $\bar{C}$ nel cerchio blu scuro indica l'operazione media tra i parametri di calibrazione.	155
5.22	Schema dell'analisi per la valutazione dell'accuratezza della misura della forza in condizione BS. In tutte le figure, C indica la calibrazione e T il test. $\bar{C}$ nel cerchio blu scuro indica l'operazione media tra i parametri di calibrazione.	156
5.23	(a) Esempio di segnali ottenuti dalla cella di carico e dal sensore piezoresistivo (b) Esempio di regressione lineare ed esponenziale, in cui i punti blu rappresentano i dati sperimentali acquisiti durante la procedura di calibrazione e quelli rossi la curva di calibrazione ottenuta tramite l'interpolazione.	157
5.24	Input dei giunti articolari per il primo movimento	187
5.25	Orientamento dei servomotori per il modello A nel movimento 1	188
5.26	Velocità angolari dei servomotori per il modello A nel movimento 1	188
5.27	Coppia dei servomotori per il modello A nel movimento 1	189
5.28	Potenza dei servomotori per il modello A nel movimento 1	189
5.29	Orientamento dei servomotori per il modello B nel movimento 1	190
5.30	Velocità angolari dei servomotori per il modello B nel movimento 1	190
5.31	Coppia dei servomotori per il modello B nel movimento 1	191
5.32	Potenza dei servomotori per il modello B nel movimento 1	191
5.33	Input dei giunti articolari per il primo movimento	192
5.34	Orientamento dei servomotori per il modello A nel movimento 2	192
5.35	Velocità angolari dei servomotori per il modello A nel movimento 2	193
5.36	Coppia dei servomotori per il modello A nel movimento 2	193

5.37	Potenza dei servomotori per il modello A nel movimento 2	194
5.38	Orientamento dei servomotori per il modello B nel movimento 2 . .	195
5.39	Velocità angolari dei servomotori per il modello B nel movimento 2	195
5.40	Coppia dei servomotori per il modello B nel movimento 2	196
5.41	Potenza dei servomotori per il modello B nel movimento 2	196

Elenco delle tabelle

2.1	Confronto tra i dispositivi non indossabili	30
2.2	Confronto tra i dispositivi indossabili	36
3.1	Parametri Denavit-Hartenberg del modello A	55
3.2	Parametri Denavit-Hartenberg del modello B	57
3.3	Requisiti specifici per il servomotore del modello A di SIDE	64
3.4	Requisiti specifici per il servomotore del modello B di SIDE	64
3.5	Specifiche dei servomotori disponibili sul mercato	65
3.6	Parametri Denavit-Hartenberg per la nuova versione di SIDE . . .	77
4.1	Feedback sui parametri di SIDE da valutare	89
4.2	Media e deviazione standard dei ROM dei movimenti analizzati . .	91
4.3	Confronto del ROM di SIDE con i robot esistenti	92
5.1	Caratteristiche fisiche e meccaniche dei tessuti conduttivi	110
5.2	Caratteristiche fisiche e meccaniche Del filamento PC/ABS	113
5.3	Resistenza delle unità piezoresistive	114
5.4	Media (Deviazioni Standard) della Sensibilità e dell'Errore di Linearità per Test di Compressione e Trazione	117
5.5	Errore di linearità per i test a Trazione e Compressione.	117
5.6	Media (Deviazione standard) dell'output del sensore quando è caricato con 1 kg, in entrambe le condizioni di test.	118
5.7	Media (Deviazione standard) dell'output del sensore quando è caricato con 2 kg, in entrambe le condizioni di test.	118
5.8	Media (Deviazione standard) dell'output del sensore quando è caricato con 3 kg, in entrambe le condizioni di test.	119
5.9	Errore di isteresi dell'output del sensore.	119
5.10	Tempo di risposta (deviazione standard) dopo l'applicazione di 1 kg, in entrambe le condizioni.	120
5.11	Tempo di risposta (deviazione standard) dopo l'applicazione di 2 kg, in entrambe le condizioni.	121

5.12	Tempo di risposta (deviazione standard) dopo l'applicazione di 3 kg, in entrambe le condizioni.	121
5.13	Specifiche del servomotore RMD-X8 PRO	125
5.14	Dettagli meccanici delle barre. Per la numerazione delle staffe, vedere la figura 5.9(c)	126
5.15	Media (deviazione standard) del Range of Motion (ROM) degli angoli articolari nel piano sagittale. E e NE indicano le condizioni Exo e No-Exo, rispettivamente, mentre NW, STW e MW indicano camminata normale, camminata su terreno morbido e camminata su terreno con configurazione a M, rispettivamente.	131
5.16	Media (deviazione standard) del Range of Motion (ROM) degli angoli articolari nel piano sagittale. E e NE indicano le condizioni Exo e No-Exo, rispettivamente, mentre NW, STW e MW indicano camminata normale, camminata su terreno morbido e camminata su terreno con configurazione a M, rispettivamente.	132
5.17	Differenze principali nei prototipi dei due esoscheletri	138
5.18	Caratteristiche fisiche e meccaniche dell'Eeontex	148
5.19	Parametri di calibrazione per la regressione lineare ed esponenziale	151
5.20	Valore medio e deviazione standard dell'incertezza di interpolazione per la regressione lineare ed esponenziale.	156

Bibliografia

- [1] P. Balthazard, D. Currat, and F. Degache, “Fondamenti di biomeccanica,” *EMC-Medicina Riabilitativa*, vol. 22, no. 4, pp. 1–7, 2015.
- [2] S. B. Ulusahin, “2.1 anatomy 2.1. 1 anatomical position planes, axes, and movements are depicted through the " anatomical position " so that parts of the human body can be described in a common,” *Functional Exercise Anatomy and Physiology for Physiotherapists*, p. 21, 2023.
- [3] K. S. Saladin, R. De Caro, G. Albertin, and C. Dalla Rosa, *Anatomia umana*, vol. 2. Piccin, 2017.
- [4] B. Picasso and B. Picasso, “Le articolazioni,” *Fondamenti di Meccanica e Biomeccanica: Meccanica dei corpi rigidi articolati*, pp. 81–97, 2013.
- [5] F. Molteni, G. Gasperini, G. Cannaviello, and E. Guanziroli, “Exoskeleton and end-effector robots for upper and lower limbs rehabilitation: narrative review,” *PM&R*, vol. 10, no. 9, pp. S174–S188, 2018.
- [6] K. S. Stadler, R. Altenburger, E. Schmidhauser, D. Scherly, J. Ortiz, S. Toxiri, L. Mateos, and J. Masood, “Robo-mate an exoskeleton for industrial use—concept and mechanical design,” in *Advances in Cooperative Robotics*, pp. 806–813, World Scientific, 2017.
- [7] N. Hogan, H. I. Krebs, J. Charnnarong, P. Srikrishna, and A. Sharon, “Mit-manus: a workstation for manual therapy and training. i,” in *[1992] Proceedings IEEE International Workshop on Robot and Human Communication*, pp. 161–165, IEEE, 1992.
- [8] Y. Zimmermann, A. Forino, R. Riener, and M. Hutter, “Anyexo: A versatile and dynamic upper-limb rehabilitation robot,” *IEEE Robotics and Automation Letters*, vol. 4, no. 4, pp. 3649–3656, 2019.
- [9] T. Nef, M. Mihelj, G. Kiefer, C. Perndl, R. Muller, and R. Riener, “Armin-exoskeleton for arm therapy in stroke patients,” in *2007 IEEE 10th international conference on rehabilitation robotics*, pp. 68–74, IEEE, 2007.

- [10] B. MOCAN, M. FULEA, A. D. FĂRCAȘ, and M. MOCAN, “Exoskeleton robotic systems used as a tool for cardiac rehabilitation,” *Acta Technica Napocensis-Series: Applied Mathematics, Mechanics, and Engineering*, vol. 62, no. 3, 2019.
- [11] I. Pacifico, A. Scano, E. Guanziroli, M. Moise, L. Morelli, A. Chiavenna, D. Romo, S. Spada, G. Colombina, F. Molteni, *et al.*, “An experimental evaluation of the proto-mate: a novel ergonomic upper-limb exoskeleton to reduce workers’ physical strain,” *IEEE robotics & automation magazine*, vol. 27, no. 1, pp. 54–65, 2020.
- [12] A. Ebrahimi, “Stuttgart exo-jacket: An exoskeleton for industrial upper body applications,” in *2017 10th International Conference on Human System Interactions (HSI)*, pp. 258–263, IEEE, 2017.
- [13] E. Perez Luque, “Evaluation of the use of exoskeletons in the range of motion of workers,” 2019.
- [14] G. Riva and A. Gaggioli, “Realtà virtuali,” *Gli Aspetti Psicologici Delle Tecnologie Simulative e il Loro Impatto Sull’esperienza Umana*, 2019.
- [15] A. R. Di Martino, “Applicazioni di interfacce aptiche e realtà aumentata in ambiti di manutenzione industriale, formazione, medicina e beni culturali,” 2011.
- [16] M. Sreelakshmi and T. Subash, “Haptic technology: A comprehensive review on its applications and future prospects,” *Materials Today: Proceedings*, vol. 4, no. 2, pp. 4182–4187, 2017.
- [17] INAIL, “<https://www.inail.it/cs/internet/comunicazione/news-ed-eventi/news/news-dati-inail-infortuni-mp-2022.html>,”
- [18] B. Xie, H. Liu, R. Alghofaili, Y. Zhang, Y. Jiang, F. D. Lobo, C. Li, W. Li, H. Huang, M. Akdere, *et al.*, “A review on virtual reality skill training applications,” *Frontiers in Virtual Reality*, vol. 2, p. 645153, 2021.
- [19] S. Zhang, Q. Fu, S. Guo, and Y. Fu, “Coordinative motion-based bilateral rehabilitation training system with exoskeleton and haptic devices for biomedical application,” *Micromachines*, vol. 10, no. 1, p. 8, 2018.
- [20] S. Duprey, A. Naaim, F. Moissenet, M. Begon, and L. Cheze, “Kinematic models of the upper limb joints for multibody kinematics optimisation: An overview,” *Journal of biomechanics*, vol. 62, pp. 87–94, 2017.
- [21] J. J. Noble, N. R. Fry, C. R. Bingham, R. H. East, and A. P. Shortland, “A practical clinical kinematic model for the upper limbs,” *Proceedings of*

- the Institution of Mechanical Engineers, Part H: Journal of Engineering in Medicine*, vol. 232, no. 2, pp. 207–212, 2018.
- [22] R. Fazel-Rezai, E. Shwedyk, and S. Onyshko, “Three dimensional kinematic model of the upper limb with ten degrees of freedom,” in *Proceedings of the 19th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society. 'Magnificent Milestones and Emerging Opportunities in Medical Engineering'* (Cat. No. 97CH36136), vol. 4, pp. 1735–1737, IEEE, 1997.
 - [23] B. Tijani Ismaila, R. Akmeliawati, and M. J. E. Salami, “Artificial intelligent based friction modelling and compensation in motion control system,” *Advances in mechatronics. Kuala Lumpur: InTech*, pp. 43–68, 2011.
 - [24] Q. Xie, Q. Meng, Q. Zeng, H. Yu, and Z. Shen, “An innovative equivalent kinematic model of the human upper limb to improve the trajectory planning of exoskeleton rehabilitation robots,” *Mechanical Sciences*, vol. 12, no. 1, pp. 661–675, 2021.
 - [25] M. M. Hamdi, M. I. Awad, M. M. Abdelhameed, and F. A. Tolbah, “Lower limb motion tracking using imu sensor network,” in *2014 Cairo International Biomedical Engineering Conference (CIBEC)*, pp. 28–33, IEEE, 2014.
 - [26] J. S. Arlotti, W. O. Carroll, Y. Afifi, P. Talegaonkar, L. Albuquerque, J. E. Ball, H. Chander, A. Petway, *et al.*, “Benefits of imu-based wearables in sports medicine: Narrative review,” *International Journal of Kinesiology and Sports Science*, vol. 10, no. 1, pp. 36–43, 2022.
 - [27] L. C. Benson, N. U. Ahamed, D. Kobsar, and R. Ferber, “New considerations for collecting biomechanical data using wearable sensors: Number of level runs to define a stable running pattern with a single imu,” *Journal of biomechanics*, vol. 85, pp. 187–192, 2019.
 - [28] F. M. Clemente, Z. Akyildiz, J. Pino-Ortega, and M. Rico-González, “Validity and reliability of the inertial measurement unit for barbell velocity assessments: A systematic review,” *Sensors*, vol. 21, no. 7, p. 2511, 2021.
 - [29] F. Marin, L. Fradet, K. Lepetit, C. Hansen, and K. B. Mansour, “Inertial measurement unit in biomechanics and sport biomechanics: Past, present, future,” in *ISBS-Conference Proceedings Archive*, 2015.
 - [30] B. J. Bastiaansen, E. Wilmes, M. S. Brink, C. J. de Ruiter, G. J. Savelsbergh, A. Steijlen, K. M. Jansen, F. C. van der Helm, E. A. Goedhart, D. van der Laan, *et al.*, “An inertial measurement unit based method to estimate hip and knee joint kinematics in team sport athletes on the field,” *JoVE (Journal of Visualized Experiments)*, no. 159, p. e60857, 2020.

- [31] M. P. Mavor, G. B. Ross, A. L. Clouthier, T. Karakolis, and R. B. Graham, "Validation of an imu suit for military-based tasks," *Sensors*, vol. 20, no. 15, p. 4280, 2020.
- [32] A. Martino Cinnera, P. Picerno, A. Bisirri, G. Koch, G. Morone, and G. Vannozzi, "Upper limb assessment with inertial measurement units according to the international classification of functioning in stroke: a systematic review and correlation meta-analysis," *Topics in Stroke Rehabilitation*, vol. 31, no. 1, pp. 66–85, 2024.
- [33] J. A. Goreham, K. F. MacLean, and M. Ladouceur, "The validation of a low-cost inertial measurement unit system to quantify simple and complex upper-limb joint angles," *Journal of Biomechanics*, vol. 134, p. 111000, 2022.
- [34] Y. Tian, X. Meng, D. Tao, D. Liu, and C. Feng, "Upper limb motion tracking with the integration of imu and kinect," *Neurocomputing*, vol. 159, pp. 207–218, 2015.
- [35] J.-W. Yam, J.-W. Pan, and P.-W. Kong, "Measuring upper limb kinematics of forehand and backhand topspin drives with imu sensors in wheelchair and able-bodied table tennis players," *Sensors*, vol. 21, no. 24, p. 8303, 2021.
- [36] E. Palermo, S. Rossi, F. Marini, F. Patanè, and P. Cappa, "Experimental evaluation of accuracy and repeatability of a novel body-to-sensor calibration procedure for inertial sensor-based gait analysis," *Measurement*, vol. 52, pp. 145–155, 2014.
- [37] E. Digo, L. Gastaldi, M. Antonelli, S. Pastorelli, A. Cereatti, and M. Caruso, "Real-time estimation of upper limbs kinematics with imus during typical industrial gestures," *Procedia Computer Science*, vol. 200, pp. 1041–1047, 2022.
- [38] T. Ashuri, A. Armani, R. Jalilzadeh Hamidi, T. Reasnor, S. Ahmadi, and K. Iqbal, "Biomedical soft robots: current status and perspective," *Biomedical Engineering Letters*, vol. 10, pp. 369–385, 2020.
- [39] D. Grajewski, F. Górski, A. Hamrol, and P. Zawadzki, "Immersive and haptic educational simulations of assembly workplace conditions," *Procedia Computer Science*, vol. 75, pp. 359–368, 2015.
- [40] F. Aïm, G. Lonjon, D. Hannouche, and R. Nizard, "Effectiveness of virtual reality training in orthopaedic surgery," *Arthroscopy: the journal of arthroscopic & related surgery*, vol. 32, no. 1, pp. 224–232, 2016.

- [41] T. Gross, J. Gulliksen, P. Kotzé, L. Oestreicher, P. Palanque, R. O. Prates, and M. Winckler, *Human-Computer Interaction-INTERACT 2009: 12th IFIP TC 13 International Conference, Uppsala, Sweden, August 24-28, 2009, Proceedings*, vol. 1. Springer Science & Business Media, 2009.
- [42] N. Gavish, T. Gutiérrez, S. Webel, J. Rodríguez, M. Peveri, U. Bockholt, and F. Tecchia, “Evaluating virtual reality and augmented reality training for industrial maintenance and assembly tasks,” *Interactive Learning Environments*, vol. 23, no. 6, pp. 778–798, 2015.
- [43] F. Pallavicini, L. Argenton, N. Toniazzi, L. Aceti, and F. Mantovani, “Virtual reality applications for stress management training in the military,” *Aerospace medicine and human performance*, vol. 87, no. 12, pp. 1021–1030, 2016.
- [44] A. Gani, O. Pickering, C. Ellis, O. Sabri, and P. Pucher, “Impact of haptic feedback on surgical training outcomes: a randomised controlled trial of haptic versus non-haptic immersive virtual reality training,” *Annals of Medicine and Surgery*, vol. 83, p. 104734, 2022.
- [45] P. Poli, G. Morone, G. Rosati, and S. Masiero, “Robotic technologies and rehabilitation: new tools for stroke patients’ therapy,” *BioMed research international*, vol. 2013, no. 1, p. 153872, 2013.
- [46] C. Carignan, J. Tang, S. Roderick, and M. Naylor, “A configuration-space approach to controlling a rehabilitation arm exoskeleton,” in *2007 IEEE 10th International Conference on Rehabilitation Robotics*, pp. 179–187, IEEE, 2007.

Appendice A

Per confrontare e comprendere quali fossero i limiti e i vantaggi di entrambi i modelli, sono state condotte diverse simulazioni su entrambi i manichini. I movimenti utilizzati nelle simulazioni riportate sono ottenuti tramite le funzioni nel software SIMWISE 3D. Tutte le simulazioni partono dalla stessa posizione iniziale, con il braccio in posizione neutra e parallelo al torso.

Movimento 1

Il primo movimento presentato è una semplice elevazione del braccio a 90° a partire dalla posizione iniziale descritta in precedenza. Un grafico rappresentativo delle orientazioni di input utilizzate per entrambi i modelli è mostrato nella Figura 5.24.

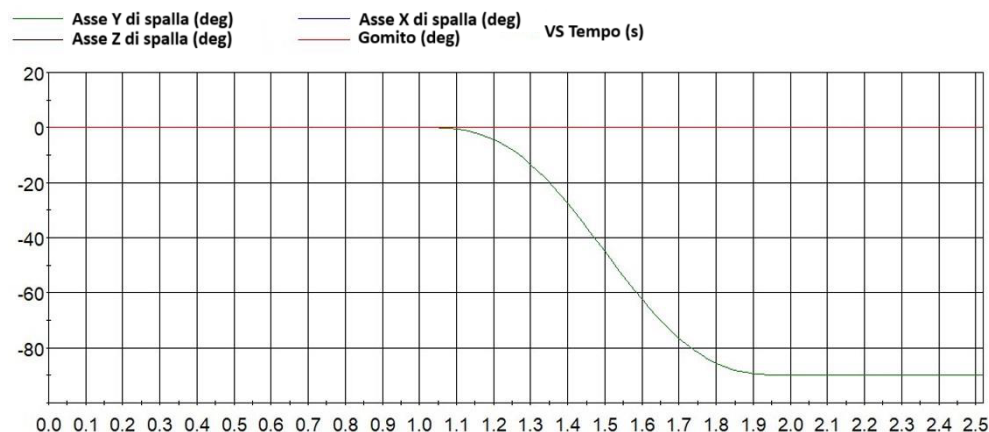


Figura 5.24: Input dei giunti articolari per il primo movimento

Per il modello A, i risultati dal punto di vista cinematico in termini di orientazioni (Fig. 5.25) e velocità angolari (Fig. 5.26) dei motori sono i seguenti:

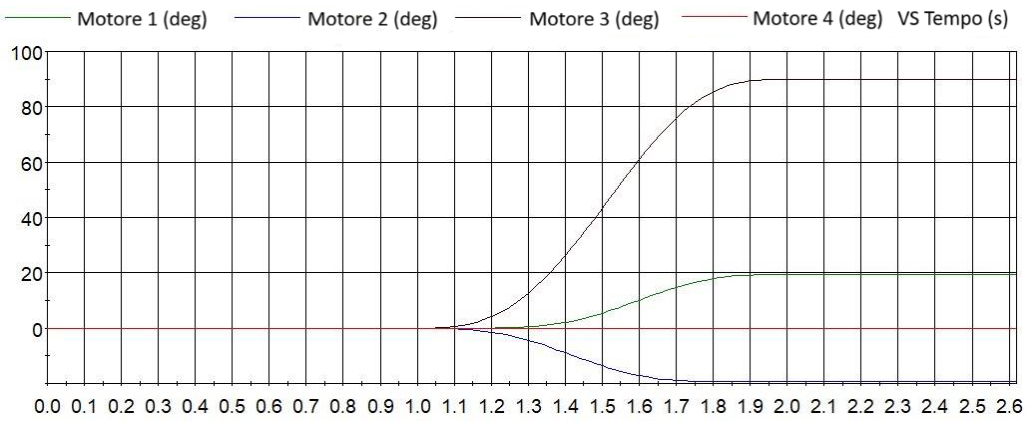


Figura 5.25: Orientamento dei servomotori per il modello A nel movimento 1

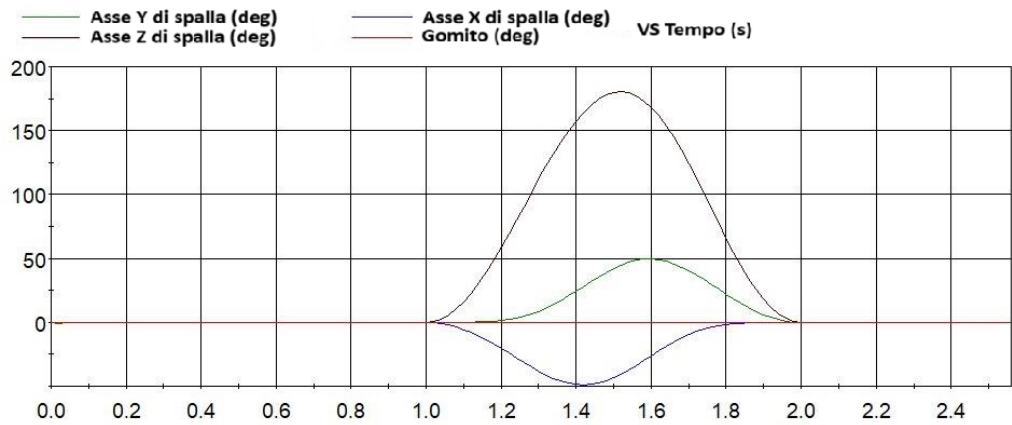


Figura 5.26: Velocità angolari dei servomotori per il modello A nel movimento 1

I risultati dal punto di vista dinamico in termini di coppie (Fig. 5.27) fornite dai motori e potenza (Fig. 5.28) necessaria, sono i seguenti:

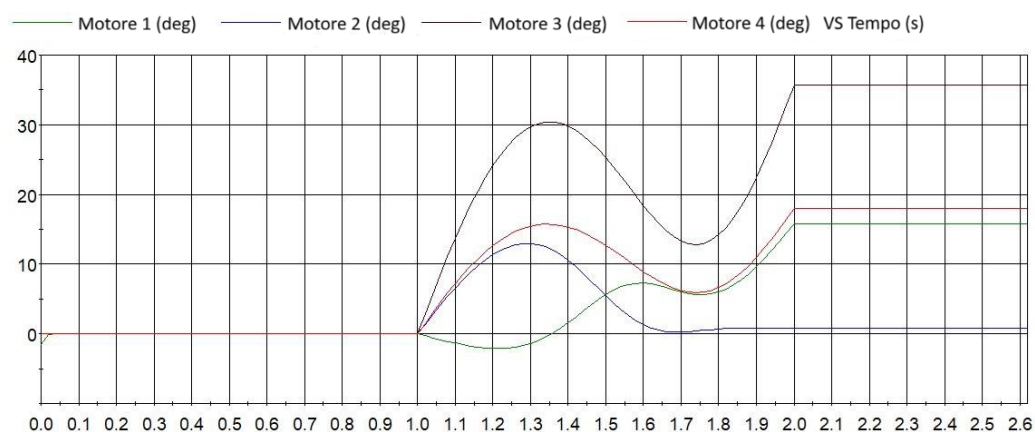


Figura 5.27: Coppia dei servomotori per il modello A nel movimento 1

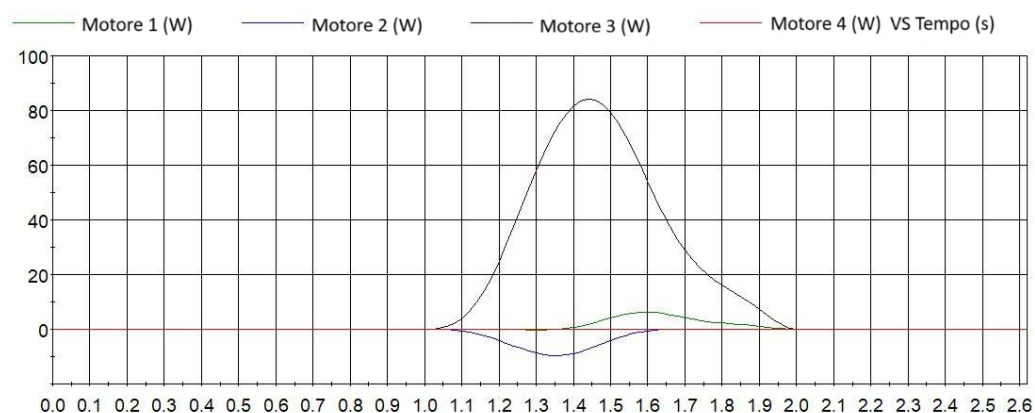


Figura 5.28: Potenza dei servomotori per il modello A nel movimento 1

Per il modello B, i risultati dal punto di vista cinematico in termini di orientazioni (Fig. 5.29) e velocità angolari (Fig. 5.30) dei motori sono i seguenti:

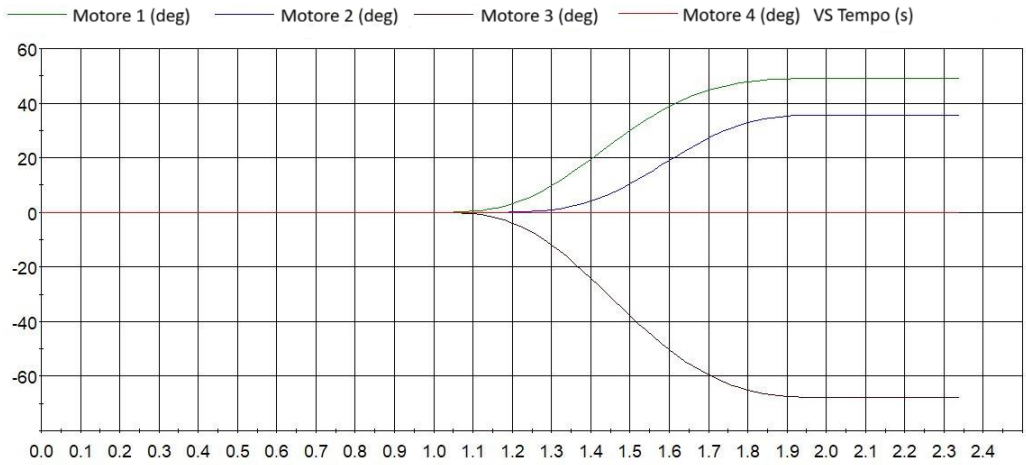


Figura 5.29: Orientamento dei servomotori per il modello B nel movimento 1

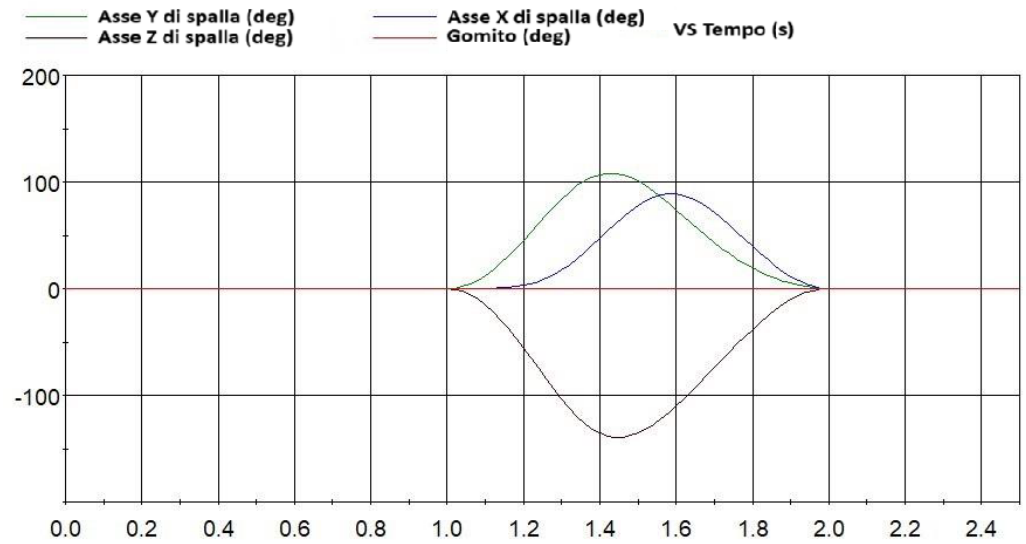


Figura 5.30: Velocità angolari dei servomotori per il modello B nel movimento 1

I risultati dal punto di vista dinamico in termini di coppie (Fig. 5.31) fornite dai motori e potenza (Fig. 5.32) necessaria, sono i seguenti:

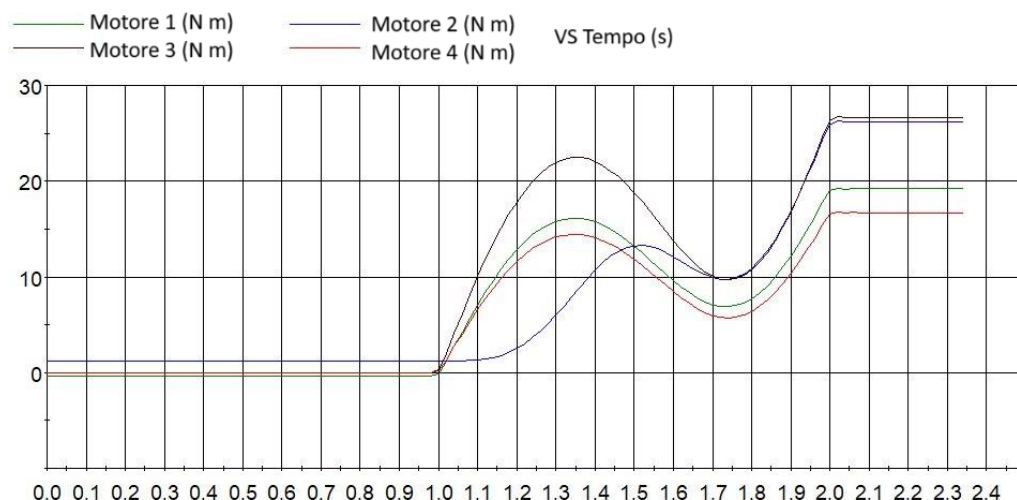


Figura 5.31: Coppia dei servomotori per il modello B nel movimento 1

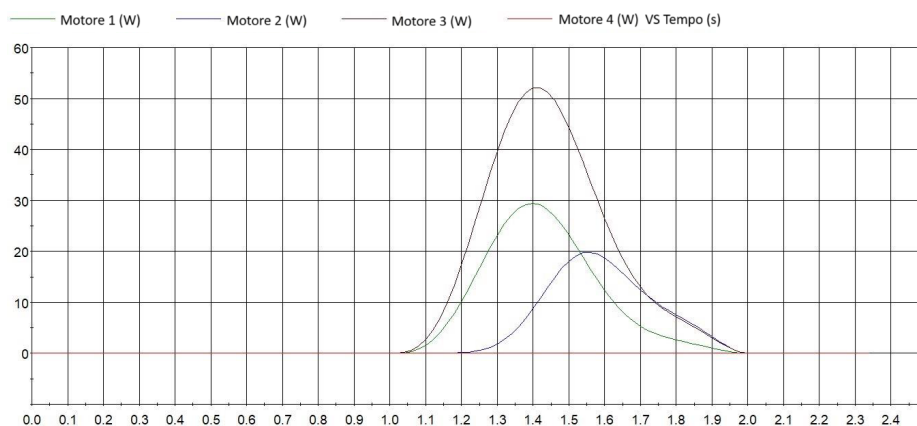


Figura 5.32: Potenza dei servomotori per il modello B nel movimento 1

Movimento 2

Il secondo insieme di movimenti prevede una prima fase in cui il braccio viene posizionato con un'elevazione anteriore di 75° , un'adduzione di 45° e una flessione del gomito di 90° , mentre nella seconda fase si ha una rotazione interna di 90° . L'attenzione è posta sulla rotazione interna finale poiché, in quella posizione, attiva simultaneamente tutti i motori della spalla e ci permette di studiare il comportamento dei motori quando si muovono tutti insieme. La Figura 5.33 mostra il grafico delle curve di input.

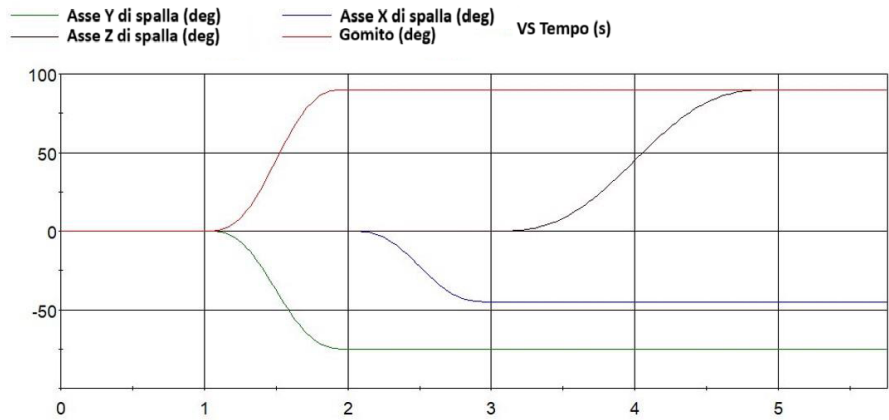


Figura 5.33: *Input dei giunti articolari per il primo movimento*

Per il modello A, i risultati dal punto di vista cinematico in termini di orientazioni (Fig. 5.34) e velocità angolari (Fig. 5.35) dei motori sono i seguenti:

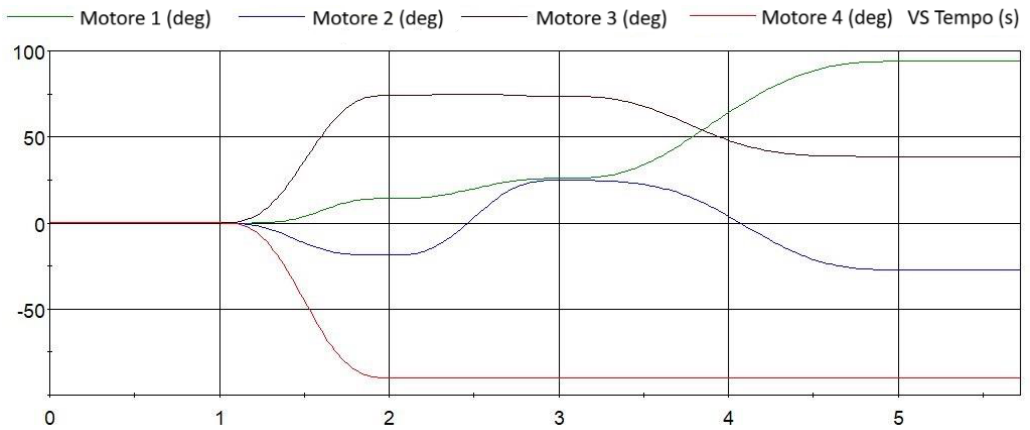


Figura 5.34: *Orientamento dei servomotori per il modello A nel movimento 2*

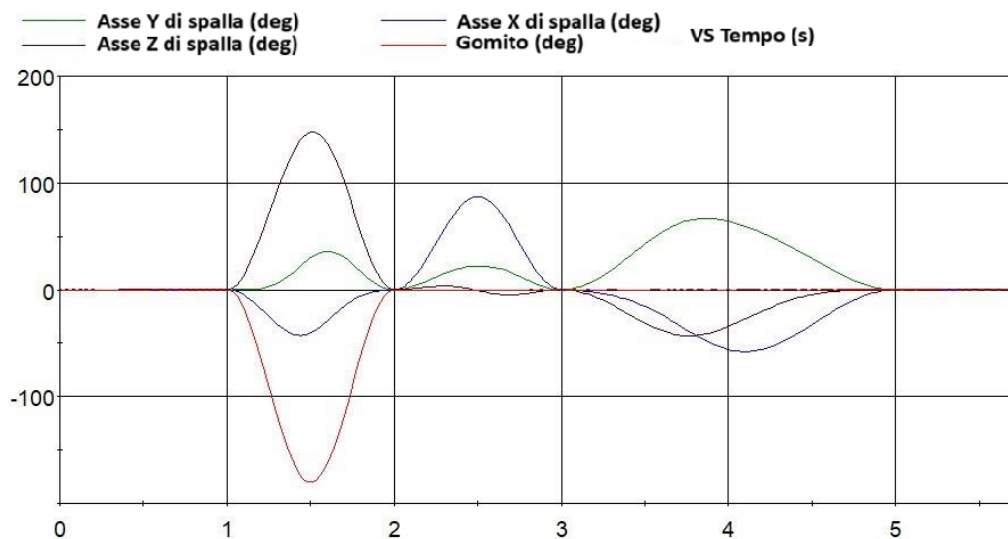


Figura 5.35: Velocità angolari dei servomotori per il modello A nel movimento 2

I risultati dal punto di vista dinamico in termini di coppie (Fig. 5.36) fornite dai motori e potenza (Fig. 5.37) necessaria, sono i seguenti:

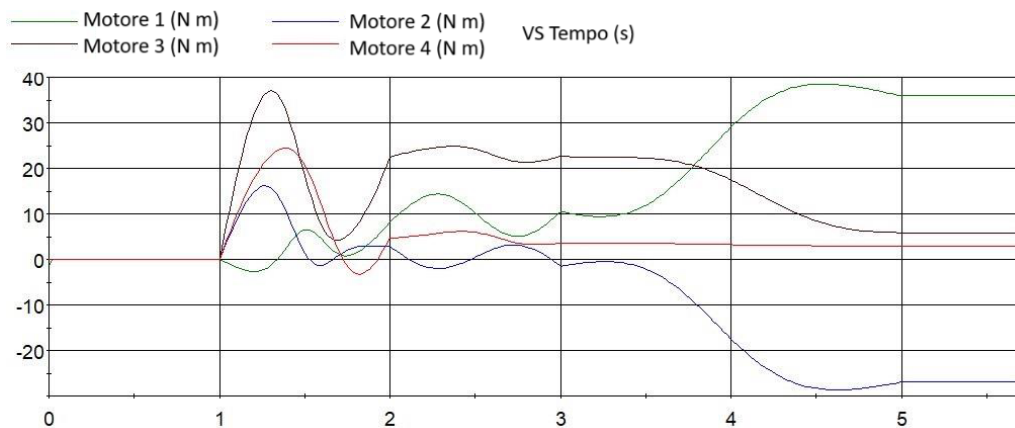


Figura 5.36: Coppia dei servomotori per il modello A nel movimento 2

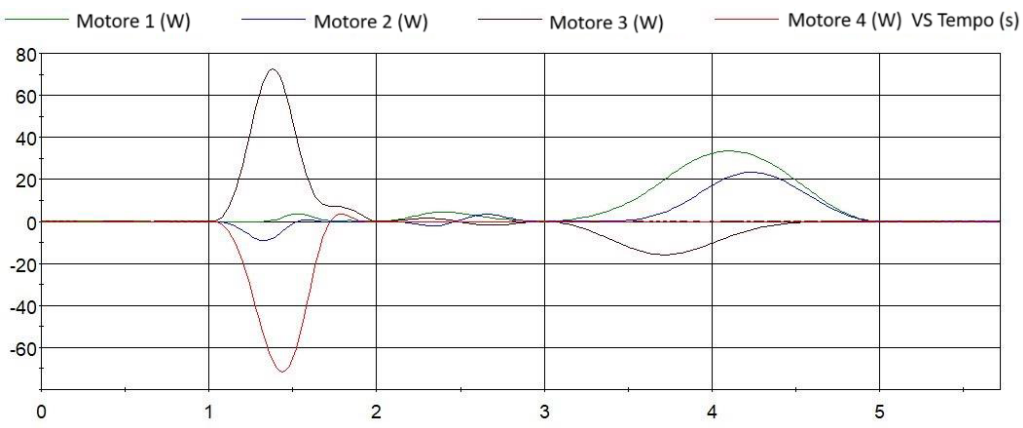


Figura 5.37: Potenza dei servomotori per il modello A nel movimento 2

Per il modello B, i risultati dal punto di vista cinematico in termini di orientazioni (Fig. 5.38) e velocità angolari (Fig. 5.39) dei motori sono i seguenti:

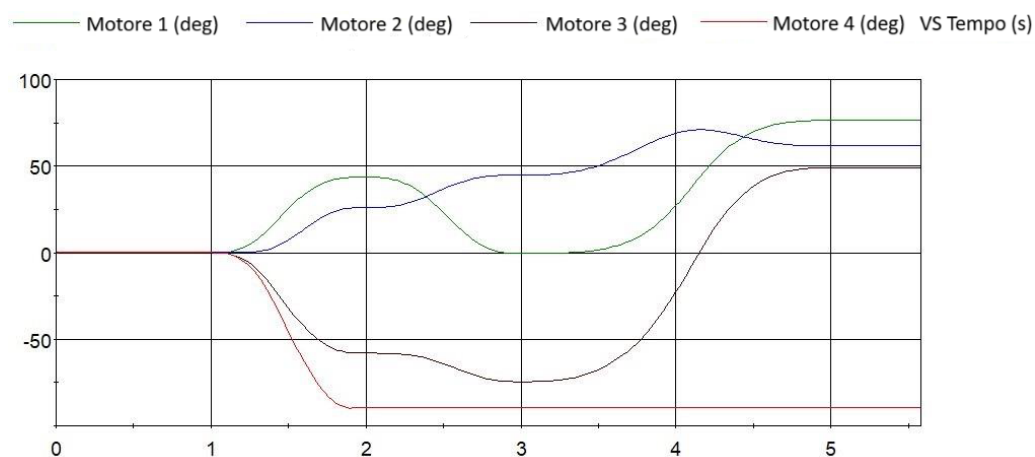


Figura 5.38: Orientamento dei servomotori per il modello B nel movimento 2

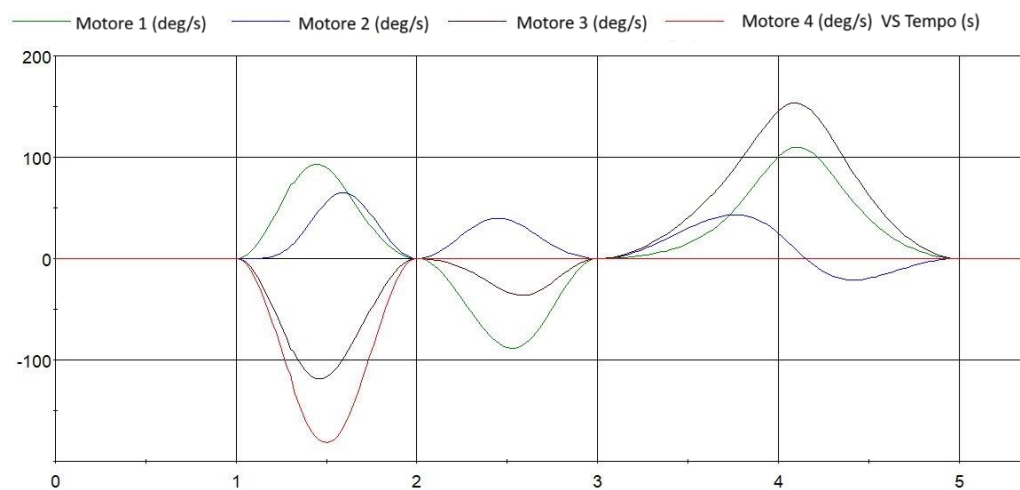


Figura 5.39: Velocità angolari dei servomotori per il modello B nel movimento 2

I risultati dal punto di vista dinamico in termini di coppie (Fig. 5.40) fornite dai motori e potenza (Fig. 5.41) necessaria, sono i seguenti:

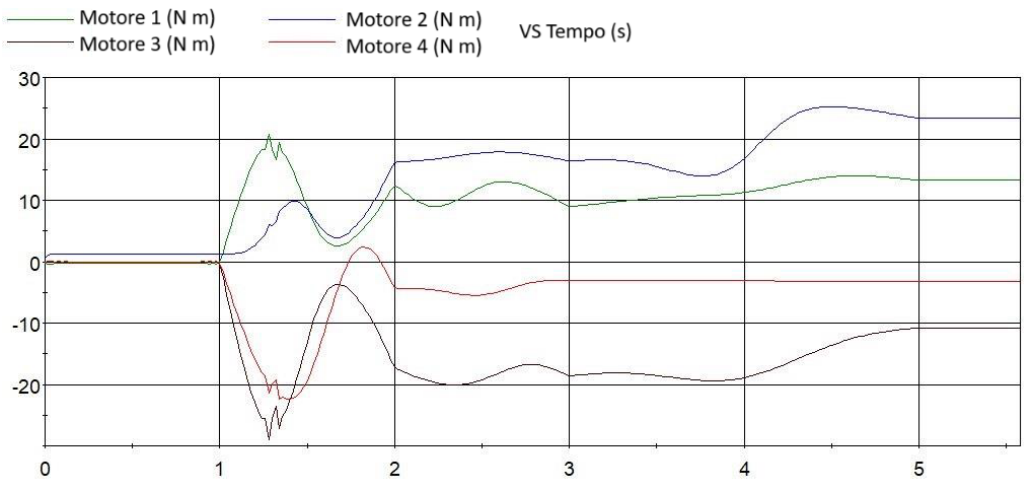


Figura 5.40: Coppia dei servomotori per il modello B nel movimento 2

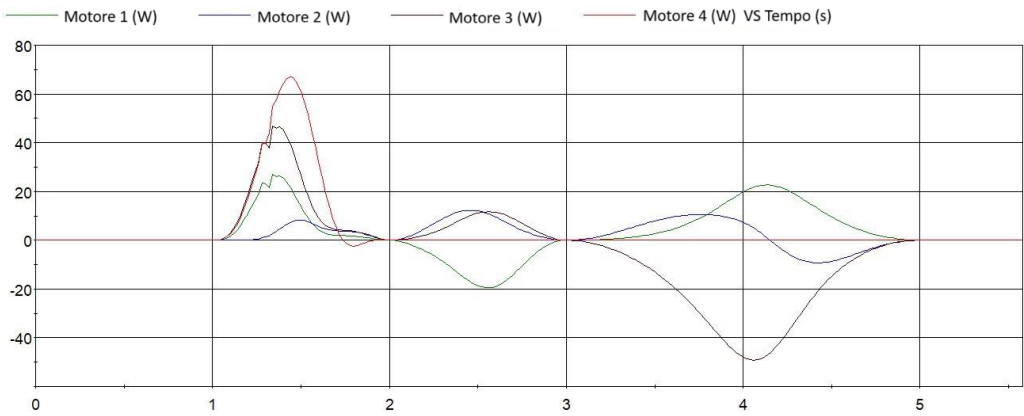


Figura 5.41: Potenza dei servomotori per il modello B nel movimento 2