



UNIVERSITÀ  
POLITECNICA  
DELLE MARCHE

FACOLTÀ DI INGEGNERIA  
CORSO DI LAUREA IN INGEGNERIA MECCANICA

---

# **Analisi biomeccanica preliminare di levigatura overhead simulata con esoscheletro MATE-XT.**

**Preliminary biomechanical analysis of simulated overhead sanding with  
the MATE-XT exoskeleton.**

Candidato:  
**Simone Gardoni**

Relatore:  
**Prof. Matteo Claudio Palpacelli**

Correlatore:  
**Dott.ssa Cecilia Scoccia**

Anno Accademico 2025-2026





UNIVERSITÀ  
POLITECNICA  
DELLE MARCHE

FACOLTÀ DI INGEGNERIA  
CORSO DI LAUREA IN INGEGNERIA MECCANICA

---

# **Analisi biomeccanica preliminare di levigatura overhead simulata con esoscheletro MATE-XT.**

**Preliminary biomechanical analysis of simulated overhead sanding with  
the MATE-XT exoskeleton.**

Candidato:  
**Simone Gardoni**

Relatore:  
**Prof. Matteo Claudio Palpacelli**

Correlatore:  
**Dott.ssa Cecilia Scoccia**

Anno Accademico 2025-2026

---

UNIVERSITÀ POLITECNICA DELLE MARCHE  
FACOLTÀ DI INGEGNERIA  
CORSO DI LAUREA IN INGEGNERIA MECCANICA  
Via Brecce Bianche – 60131 Ancona (AN), Italy



# Sommario

Gli esoscheletri sono dispositivi il cui principale obiettivo è il fornire supporto e ridurre la fatica dell'operatore che deriva da azioni quali sollevamento di carichi esterni in contesti lavorativi. Nello studio qui di seguito viene esaminato come cambiano gli angoli di lavoro di interesse, degli operatori, nello svolgimento di una task overhead, quindi con le braccia sopra la testa, valutando le differenze tra la condizione senza esoscheletro e quella con il supporto del dispositivo, che in questo caso è stato l'esoscheletro passivo **MATE-XT**.

Per lo studio sono stati utilizzati **OptiTrack Motive**, un software dedicato alla *motion capture* e **Visual3D**, un software di analisi biomeccanica. Tramite quest'ultimo si è potuto ricostruire un modello cinematico che ha permesso di ricavare i parametri di interesse per l'indagine.

Assieme agli strumenti sopra citati è stato sviluppato un questionario che ha indagato sul livello prestazionale fisico dei partecipanti e sulle impressioni che questi ultimi hanno avuto del dispositivo di supporto durante lo svolgimento della task. L'obiettivo finale dello studio è stato indagare se le percezioni soggettive riportate dai partecipanti trovassero riscontro nei dati quantitativi ottenuti, ovvero nei valori numerici derivanti dall'analisi biomeccanica.



# Indice

|          |                                                                              |           |
|----------|------------------------------------------------------------------------------|-----------|
| <b>1</b> | <b>Introduzione</b>                                                          | <b>1</b>  |
| 1.1      | Esoscheletri . . . . .                                                       | 1         |
| 1.2      | Motion capture . . . . .                                                     | 4         |
| 1.3      | Questionario . . . . .                                                       | 5         |
| 1.4      | Stato dell'arte . . . . .                                                    | 5         |
| <b>2</b> | <b>Materiali</b>                                                             | <b>9</b>  |
| 2.1      | Esoscheletro Passivo MATE-XT . . . . .                                       | 9         |
| 2.1.1    | Composizione del MATE-XT . . . . .                                           | 9         |
| 2.2      | OptiTrack Motive . . . . .                                                   | 10        |
| 2.2.1    | Setup del Volume di Acquisizione . . . . .                                   | 10        |
| 2.2.2    | Fase di acquisizione . . . . .                                               | 12        |
| 2.3      | Visual3D . . . . .                                                           | 13        |
| 2.3.1    | Creazione del modello . . . . .                                              | 14        |
| 2.4      | Questionario Exo vs NoExo . . . . .                                          | 15        |
| <b>3</b> | <b>Procedura Operativa</b>                                                   | <b>17</b> |
| 3.1      | Task Design . . . . .                                                        | 17        |
| 3.2      | Setup dello spazio di lavoro e Acquisizione . . . . .                        | 18        |
| <b>4</b> | <b>Risultati</b>                                                             | <b>23</b> |
| 4.1      | Risultati Cinematici . . . . .                                               | 23        |
| 4.1.1    | Discussione sugli angoli di spalla . . . . .                                 | 32        |
| 4.1.2    | Discussione sugli angoli di Torace rispetto al LAB e Torace/Pelvis . . . . . | 39        |
| 4.2      | Risultati Questionario . . . . .                                             | 41        |
| 4.2.1    | Parte PRE-Task . . . . .                                                     | 41        |
| 4.2.2    | Parte POST-Task . . . . .                                                    | 42        |
| 4.2.3    | Confronto tra dati cinematici e percezioni soggettive . . . . .              | 44        |
| <b>5</b> | <b>Discussioni e Conclusioni</b>                                             | <b>47</b> |
| 5.1      | Interpretazione dei risultati . . . . .                                      | 47        |
| 5.2      | Confronto con la letteratura . . . . .                                       | 48        |
| 5.3      | Implicazioni applicative . . . . .                                           | 48        |
| 5.4      | Limitazioni dello studio . . . . .                                           | 49        |
| 5.5      | Conclusioni . . . . .                                                        | 49        |

|          |                                                           |           |
|----------|-----------------------------------------------------------|-----------|
| <b>6</b> | <b>Appendice A</b>                                        | <b>51</b> |
| 6.1      | Creazione del modello . . . . .                           | 52        |
| 6.2      | Head Segment . . . . .                                    | 52        |
| 6.2.1    | Head Landmarks . . . . .                                  | 52        |
| 6.2.2    | Head Segment Definition . . . . .                         | 54        |
| 6.3      | Trunk Segment . . . . .                                   | 55        |
| 6.3.1    | Trunk Segment Definition . . . . .                        | 56        |
| 6.4      | Upper Arm Segment . . . . .                               | 57        |
| 6.4.1    | Upper Arm Segment Definition . . . . .                    | 58        |
| 6.5      | Forearm Segment . . . . .                                 | 59        |
| 6.5.1    | Forearm Landmarks . . . . .                               | 59        |
| 6.5.2    | Forearm Segment Definition . . . . .                      | 59        |
| 6.6      | Hand Segment . . . . .                                    | 60        |
| 6.6.1    | Hand Landmarks . . . . .                                  | 60        |
| 6.6.2    | Hand Segment Definition . . . . .                         | 60        |
| 6.7      | Pelvis Segment . . . . .                                  | 61        |
| 6.7.1    | Pelvis Segment Definition . . . . .                       | 61        |
| 6.8      | Creazione del modello di Inverse Kinematic (IK) . . . . . | 62        |

## Elenco delle figure

|      |                                                                                                                       |    |
|------|-----------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|----|
| 1.1  | Esoscheletro Upper Limb Passivo in un contesto lavorativo. . . . .                                                    | 2  |
| 1.2  | Motion capture per la realizzazione del film Avatar. . . . .                                                          | 4  |
| 1.3  | Preferenza dell'esoscheletro rispetto al metodo tradizionale per diverse variabili legate al lavoro overhead. . . . . | 6  |
| 2.1  | Vista posteriore del MATE-XT. . . . .                                                                                 | 10 |
| 2.2  | Quadrato di calibrazione. . . . .                                                                                     | 11 |
| 2.3  | Bastone per il Wanding. . . . .                                                                                       | 11 |
| 2.4  | Telecamera PrimeX 22. . . . .                                                                                         | 12 |
| 2.5  | Marker retroriflettente. . . . .                                                                                      | 12 |
| 2.6  | Visual3D's Plug-in Gait/OptiTrack's Upper Conventional (27). . . .                                                    | 13 |
| 2.7  | Vista frontale di T-Pose all'interno di OptiTrack. . . . .                                                            | 14 |
| 2.8  | Schema per la costruzione di un segmento in Visual3D . . . . .                                                        | 15 |
| 3.1  | Levigatrice roto-orbitale Makita BO5031K. . . . .                                                                     | 18 |
| 3.2  | Soggetto P1 in posa rilassata. . . . .                                                                                | 18 |
| 3.3  | Vista frontale e di profilo della T-Pose in condizione NoExo all'interno di OptiTrack Motive. . . . .                 | 19 |
| 3.4  | Soggetto P2 durante la task in condizione NoExo. . . . .                                                              | 19 |
| 3.5  | Soggetto P2 in T-Pose in condizioni Exo. . . . .                                                                      | 20 |
| 3.6  | Soggetto P2 durante la task in condizioni Exo. . . . .                                                                | 20 |
| 3.7  | Vista frontale e di profilo della task in OptiTrack Motive. . . . .                                                   | 21 |
| 3.8  | Modello statico soggetto P3 in Visual3D. . . . .                                                                      | 21 |
| 3.9  | Modello Inverse Kinematic (IK) soggetto P3 in Visual3D. . . . .                                                       | 22 |
| 4.1  | Grafici X, Y e Z per soggetto P1, Spalla Destra. . . . .                                                              | 26 |
| 4.2  | Grafici X, Y e Z per soggetto P1, Spalla Sinistra . . . . .                                                           | 27 |
| 4.3  | Grafici X, Y e Z per soggetto P2, Spalla Destra . . . . .                                                             | 28 |
| 4.4  | Grafici X, Y e Z per soggetto P2, Spalla Sinistra. . . . .                                                            | 29 |
| 4.5  | Grafici X, Y e Z per soggetto P3, Spalla Destra. . . . .                                                              | 30 |
| 4.6  | Grafici X, Y e Z per soggetto P3, Spalla Sinistra. . . . .                                                            | 31 |
| 4.7  | Grafici X, Y e Z per soggetto P1, Torace rispetto al LAB. . . . .                                                     | 33 |
| 4.8  | Grafico X, Y e Z per soggetto P2, Torace rispetto al LAB. . . . .                                                     | 34 |
| 4.9  | Grafici X, Y e Z per soggetto P3, Torace rispetto al LAB. . . . .                                                     | 35 |
| 4.10 | Andamento P1 – Angolo Torace rispetto alla Pelvis . . . . .                                                           | 36 |
| 4.11 | Andamento P2 – Angolo Torace rispetto alla Pelvis . . . . .                                                           | 37 |

## *Elenco delle figure*

|      |                                                                                       |    |
|------|---------------------------------------------------------------------------------------|----|
| 4.12 | Andamento P3 – Angolo Torace rispetto alla Pelvis . . . . .                           | 38 |
| 4.13 | Livello di affaticamento fisico prima dell'esperimento . . . . .                      | 41 |
| 4.14 | Presenza di dolore o fastidio prima dell'esperimento . . . . .                        | 41 |
| 4.15 | Valutazione dei parametri dell'esoscheletro. . . . .                                  | 43 |
| 4.16 | Livello di sforzo percepito nelle diverse aree corporee. . . . .                      | 43 |
| 4.17 | Miglioramento della performance percepito tramite l'utilizzo del dispositivo. . . . . | 44 |
| 6.1  | Convenzioni di esporto. . . . .                                                       | 51 |
| 6.2  | Menù di Visual3D. . . . .                                                             | 51 |
| 6.3  | Modello Statico Upper body. . . . .                                                   | 61 |
| 6.4  | Menù IK Constraints. . . . .                                                          | 62 |
| 6.5  | Caption . . . . .                                                                     | 63 |

## Elenco delle tabelle

|      |                                                                                                                             |    |
|------|-----------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|----|
| 4.1  | Confronto tra i valori normativi tradizionali AAOS e le medie di popolazione contemporanee per il ROM della spalla. . . . . | 23 |
| 4.2  | Valori normativi del ROM attivo del tronco per regione vertebrale. .                                                        | 24 |
| 4.3  | Valori massimi, minimi e Range of Motion Spalla DX - Componente X                                                           | 26 |
| 4.4  | Valori massimi, minimi e Range of Motion Spalla DX - Componente Y                                                           | 26 |
| 4.5  | Valori massimi, minimi e Range of Motion Spalla DX - Componente Z                                                           | 26 |
| 4.6  | Valori massimi, minimi e Range of Motion Spalla SX - Componente X                                                           | 27 |
| 4.7  | Valori massimi, minimi e Range of Motion Spalla SX - Componente Y                                                           | 27 |
| 4.8  | Valori massimi, minimi e Range of Motion Spalla SX - Componente Z                                                           | 27 |
| 4.9  | Valori massimi, minimi e Range of Motion P2 Spalla DX - Componente X                                                        | 28 |
| 4.10 | Valori massimi, minimi e Range of Motion P2 Spalla DX - Componente Y                                                        | 28 |
| 4.11 | Valori massimi, minimi e Range of Motion P2 Spalla DX - Componente Z                                                        | 28 |
| 4.12 | Valori massimi, minimi e Range of Motion P2 Spalla SX - Componente X                                                        | 29 |
| 4.13 | Valori massimi, minimi e Range of Motion P2 Spalla SX - Componente Y                                                        | 29 |
| 4.14 | Valori massimi, minimi e Range of Motion P2 Spalla SX - Componente Z                                                        | 29 |
| 4.15 | Valori massimi, minimi e Range of Motion P3 Spalla DX - Componente X                                                        | 30 |
| 4.16 | Valori massimi, minimi e Range of Motion P3 Spalla DX - Componente Y                                                        | 30 |
| 4.17 | Valori massimi, minimi e Range of Motion P3 Spalla DX - Componente Z                                                        | 30 |
| 4.18 | Valori massimi, minimi e Range of Motion P3 Spalla SX - Componente X                                                        | 31 |
| 4.19 | Valori massimi, minimi e Range of Motion P3 Spalla SX - Componente Y                                                        | 31 |
| 4.20 | Valori massimi, minimi e Range of Motion P3 Spalla SX - Componente Z                                                        | 31 |
| 4.21 | Valori massimi, minimi e Range of Motion P1 Torace LAB - Componente X . . . . .                                             | 33 |
| 4.22 | Valori massimi, minimi e Range of Motion P1 Torace LAB - Componente Y . . . . .                                             | 33 |
| 4.23 | Valori massimi, minimi e Range of Motion P1 Torace LAB - Componente Z . . . . .                                             | 33 |
| 4.24 | Valori massimi, minimi e Range of Motion P2 Torace LAB - Componente X . . . . .                                             | 34 |
| 4.25 | Valori massimi, minimi e Range of Motion P2 Torace LAB - Componente Y . . . . .                                             | 34 |
| 4.26 | Valori massimi, minimi e Range of Motion P2 Torace LAB - Componente Z . . . . .                                             | 34 |
| 4.27 | Valori massimi, minimi e Range of Motion P3 Torace LAB - Componente X . . . . .                                             | 35 |

## Elenco delle tabelle

|      |                                                                                                                                                     |    |
|------|-----------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|----|
| 4.28 | Valori massimi, minimi e Range of Motion P3 Torace LAB - Componente Y . . . . .                                                                     | 35 |
| 4.29 | Valori massimi, minimi e Range of Motion P3 Torace LAB - Componente Z . . . . .                                                                     | 35 |
| 4.30 | Valori massimi, minimi e Range of Motion P1 Torace/Pelvis - Componente X . . . . .                                                                  | 36 |
| 4.31 | Valori massimi, minimi e Range of Motion P1 Torace/Pelvis - Componente Y . . . . .                                                                  | 36 |
| 4.32 | Valori massimi, minimi e Range of Motion P1 Torace/Pelvis - Componente Z . . . . .                                                                  | 36 |
| 4.33 | Valori massimi, minimi e Range of Motion P2 Torace/Pelvis - Componente X . . . . .                                                                  | 37 |
| 4.34 | Valori massimi, minimi e Range of Motion P2 Torace/Pelvis - Componente Y . . . . .                                                                  | 37 |
| 4.35 | Valori massimi, minimi e Range of Motion P2 Torace/Pelvis - Componente Z . . . . .                                                                  | 37 |
| 4.36 | Valori massimi, minimi e Range of Motion P3 Torace/Pelvis - Componente X . . . . .                                                                  | 38 |
| 4.37 | Valori massimi, minimi e Range of Motion P3 Torace/Pelvis - Componente Y . . . . .                                                                  | 38 |
| 4.38 | Valori massimi, minimi e Range of Motion P3 Torace/Pelvis - Componente Z . . . . .                                                                  | 38 |
| 4.39 | Confronto del Range of Motion [°] tra condizione NoExo ed Exo per i tre soggetti — angoli di spalla. $\Delta = \text{Exo} - \text{NoExo}$ . . . . . | 40 |
| 4.40 | Confronto del Range of Motion [°] tra condizione NoExo ed Exo per i tre soggetti — angoli di tronco. $\Delta = \text{Exo} - \text{NoExo}$ . . . . . | 40 |
| 6.1  | Esempio di catena usata per questo studio. . . . .                                                                                                  | 62 |



# Capitolo 1

## Introduzione

### 1.1 Esoscheletri

Quando si parla di *Esoscheletri*, in ambito ingegneristico e in biomeccanica, il termine che in biologia indica la struttura rigida esterna di protezione di molti invertebrati, si riferisce a dispositivi indossabili progettati per interagire meccanicamente con il corpo umano, assistendone o potenziandone il movimento, specialmente in situazioni in cui gli sforzi richiesti all'operatore sono di notevole entità [1][2].

In base al distretto corporeo assistito si distinguono esoscheletri per arti superiori (**Upper Limb**), arti inferiori (**Lower Limb**), schiena/tronco (**Back/Trunk**) e **Full body**. Il presente lavoro si concentra sugli esoscheletri per arti superiori, pensati per assistere i compiti in cui le braccia sono mantenute al di sopra del livello delle spalle (lavoro *overhead*): questi dispositivi supportano spalla e braccio compensando parte della coppia gravitazionale dovuta al peso degli arti, riducendo così l'affaticamento del cingolo scapolare e del deltoide.

Gli esoscheletri, inoltre, in base al loro principio di funzionamento, si dividono in due categorie:

- **Passivi:** sono dispositivi il cui funzionamento non dipende da meccanismi ad alimentazione elettrica. Viene sfruttata piuttosto una ridistribuzione dell'energia tramite elementi come :
  - molle meccaniche pretensionate;
  - sistemi elastici;
  - meccanismi a camme;
  - attuatori idraulici o pneumatici.

In questi sistemi la coppia assistiva non è costante, ma segue una curva forza–angolo predefinita, funzione dell'angolo articolare: tale curva nasce dalla combinazione tra le caratteristiche elastiche degli elementi di accumulo e la geometria della struttura cinematica (bracci di leva e di collegamento, profili delle camme), ed è tipicamente realizzata in modo da fornire la massima assistenza in corrispondenza dell'angolo di lavoro più gravoso. Solitamente in questi dispositivi passivi il livello di intensità è regolabile tramite degli appositi



Figura 1.1: Esoscheletro Upper Limb Passivo in un contesto lavorativo.

selettori, tuttavia la regolazione è possibile solo prima della fase di donning (vestizione). La forza di sostegno effettiva che questo tipo di esoscheletro fornisce è limitata dalla forza applicata dall'utente per pretensionare il sistema. Per i compiti più impegnativi, come la movimentazione di carichi pesanti, questo richiede forze di pretensionamento corrispondentemente più elevate. Tuttavia, questo costante tensionamento e disinnesto dell'esoscheletro può essere faticoso per i movimenti molto monotoni e ripetitivi.

- **Attivi:** a differenza della loro controparte passiva, questa tipologia di dispositivo basa il suo funzionamento su fonti di energia indipendenti, spesso sotto forma di batterie elettriche o sistemi ad aria pressurizzata. Sebbene gli esoscheletri attivi tendano ad essere più pesanti a causa delle fonti di energia, queste ultime negli esoscheletri attivi consentono un controllo dinamico e preciso, offrendo agli operatori un'ampia gamma di opzioni di movimento. Questo aumenta la versatilità e l'adattabilità degli esoscheletri, soprattutto negli ambienti in cui sono richiesti flussi di lavoro variabili. In questa variante di dispositivi non è necessario pretensionare una molla o regolare il livello di supporto fornito poichè ciò avviene in tempo reale, infatti la cinematica dell'esoscheletro è regolata tramite una centralina di controllo che adegua l'output di coppia e forza trasmessa in base all'angolo articolare [3].

Per quel che riguarda i principali componenti di un esoscheletro attivo questi sono:

- *Attuatori*:
  - \* motori elettrici( brushless, servomotori);
  - \* attuatori idraulici e/o pneumatici;
  - \* attuatori a serie elastica(SEA): consistono in un motore più una molla in serie.
- *Sensori*:
  - \* encoder/resolver: servono a misurare posizione e velocità articolare;
  - \* IMU( Inertial Measurement Unit): accelerometri per determinare orientamento e postura del soggetto;
  - \* Elettromiografia (EMG): per il rilevamento dell'intenzione motoria prima che avvenga il movimento.
- *Unità di controllo*:
  - \* Controllo in impedenza/ammettenza;
  - \* Controllo basato su EMG;
  - \* Controllo predittivo basato su modelli predefiniti;
- *Batterie*.

I materiali impiegati variano con il contesto applicativo, dai metalli (titanio, alluminio, acciaio) e compositi (fibra di carbonio e di vetro) a materiali più flessibili come nylon, policarbonato e poliuretano. Gli ambiti di impiego sono ormai numerosi e tra questi rientrano, manifatturiero e assemblaggio, logistica, edilizia, settore sociosanitario e agroindustriale, accomunati da posture forzate, movimenti ripetitivi o sollevamento di carichi. Numerosi sono anche i vantaggi funzionali che gli esoscheletri comportano nel loro uso, tra di essi si annoverano:

1. Riduzione dei disturbi muscolo-scheletrici sul luogo di lavoro, i cosiddetti *Work Related Muscolo-Skeletal Disorders*;
2. Miglioramento dell'ergonomia;
3. Riduzione delle assenze sul posto di lavoro a causa di infortuni;
4. Aumento dell'efficienza operativa [4].

## 1.2 Motion capture

La motion capture è l'insieme di tecniche che permette di acquisire, registrare e digitalizzare il movimento di persone e oggetti, traducendolo in dati numerici elaborabili da un calcolatore. Sviluppata inizialmente in ambito cinematografico e videoludico per animare personaggi con movimenti realistici, la tecnologia ha trovato progressiva applicazione nelle scienze del movimento, dove costituisce oggi lo strumento di riferimento per l'analisi quantitativa della cinematica corporea. In biomeccanica la motion capture consente di ricostruire con elevata accuratezza la traiettoria dei segmenti corporei e di calcolare grandezze articolari quali angoli, velocità e accelerazioni, senza interferire con l'esecuzione del gesto.



Figura 1.2: Motion capture per la realizzazione del film Avatar.

I componenti principali che formano un sistema di motion capture:

- **Marcatori:** vengono posizionati su parti anatomiche importanti del corpo (articolazioni, muscoli) e possono essere *passivi* come nel caso di sfere riflettenti che vengono colpite da onde a infrarossi oppure *attivi* nel caso dei LED;
- **Videocamere:** registrano i marker all'interno del volume di acquisizione;
- **Software di Post-elaborazione:** servono a trasformare i dati grezzi in dei modelli digitali [5].

Il sistema impiegato in questo studio, in dotazione al laboratorio di Meccatronica e Robotica (MIR) dell'Università Politecnica delle Marche, è basato su telecamere ottiche a infrarossi OptiTrack PrimeX 22: un insieme di telecamere rileva la posizione di marker retroriflettenti applicati sul soggetto e, tramite triangolazione dei segnali provenienti dalle diverse unità, ne ricostruisce le coordinate tridimensionali nello spazio. I dati vengono elaborati dal software dedicato OptiTrack Motive. Le caratteristiche del sistema e la procedura di acquisizione sono descritte nel dettaglio nel Capitolo 2.

## 1.3 Questionario

Il questionario rappresenta uno strumento complementare all'analisi biomeccanica quantitativa, consentendo di raccogliere le percezioni soggettive dei partecipanti riguardo all'utilizzo del dispositivo. In letteratura, l'integrazione tra misure oggettive e valutazioni soggettive è riconosciuta come fondamentale per una valutazione completa dell'efficacia degli esoscheletri [6][7][8]. Nel presente studio il questionario è stato strutturato per indagare sia il profilo fisico dei partecipanti sia le loro impressioni sull'esoscheletro MATE-XT, prima e dopo lo svolgimento della task overhead. A tale scopo sono state impiegate scale di valutazione standardizzate: una scala Likert a 5 punti (da 1 = giudizio pessimo a 5 = giudizio ottimo) per valutare i parametri del dispositivo (facilità di utilizzo, peso, dimensioni, comfort termico, comodità e stabilità), e una scala di Borg (RPE, Rate of Perceived Exertion) modificata, con punteggio da 1 (sforzo quasi assente) a 10 (sforzo molto elevato), per quantificare lo sforzo percepito nei diversi distretti corporei. Poiché l'effettiva adozione di questi dispositivi in ambito lavorativo dipende in larga misura dall'accettazione dell'operatore, verificare se le percezioni riportate trovino riscontro nei parametri quantitativi consente di valutarne l'efficacia in modo più completo e di individuare eventuali discrepanze tra dato misurato ed esperienza dell'utente.

## 1.4 Stato dell'arte

In letteratura scientifica sono presenti numerosi articoli sulla tematica degli esoscheletri, su come questi influenzano operazioni di movimentazione di carichi esterni e come possono essere un valido strumento per la prevenzione degli *WMSDs*.

Schmalz et al. (2019) hanno valutato l'esoscheletro passivo PAEXO su 12 soggetti durante task overhead simulate (avvitatura e foratura), confrontando la condizione con e senza dispositivo tramite EMG, parametri metabolici e dati cinematici. Lo studio ha riportato riduzioni significative dell'attività muscolare (fino a circa il 60%) e un contenuto calo di frequenza cardiaca e consumo di ossigeno, a fronte di variazioni cinematiche minime: l'esoscheletro riduce il carico senza alterare in modo rilevante i pattern di movimento naturali [9].

Nello studio *"Skilled Workers' Perspectives on Utilizing a Passive Shoulder Exoskeleton in Construction"*, Du et al. (2024) hanno condotto un'analisi sul campo coinvolgendo 41 lavoratori edili provenienti da 7 cantieri differenti nel Sud dell'Ontario, ai quali è stato fornito l'esoscheletro passivo per la spalla Hilti EXO-01 per due giorni lavorativi consecutivi. Al termine di ogni giornata, i partecipanti hanno compilato un questionario di feedback su comfort, facilità d'uso, fatica, produttività e performance. I risultati hanno mostrato che l'80% dei partecipanti ha trovato il dispositivo facile da usare, oltre la metà ha riferito di sentirsi meno affaticato fisicamente a fine giornata, e il 70% ha dichiarato che l'esoscheletro non ha ostacolato la

propria produttività. L'83% dei partecipanti ha preferito indossare l'esoscheletro per ridurre lo sforzo nelle task overhead, mentre il 75% ha preferito il metodo tradizionale per la manovrabilità.

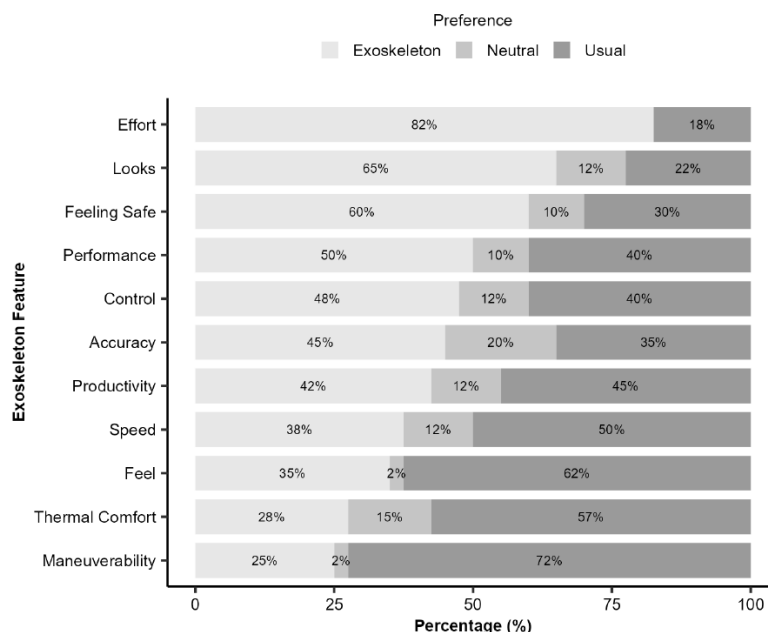


Figura 1.3: Preferenza dell'esoscheletro rispetto al metodo tradizionale per diverse variabili legate al lavoro overhead.

Complessivamente, due terzi dei lavoratori si sono detti propensi o molto propensi a utilizzare il dispositivo qualora fosse fornito dal datore di lavoro, sebbene ne prevedessero l'uso esclusivamente durante task overhead prolungate in spazi aperti [10].

De Bock et al. (2021) hanno confrontato due esoscheletri passivi per la spalla (ShoulderX e Skelex) sia in laboratorio sia sul campo. In laboratorio hanno rilevato riduzioni marcate dell'attività del trapezio superiore (fino a circa il 46%), mentre nelle attività reali di sollevamento gli effetti si sono ridotti a pochi punti percentuali. Gli autori hanno concluso che i risultati di laboratorio non sono direttamente trasferibili al contesto reale, sottolineando l'importanza di analizzare gli angoli articolari specifici dell'applicazione prima di introdurre un dispositivo in ambiente industriale [7].

Park et al. (2025) hanno analizzato, in un impianto automotive, le correlazioni tra variabili biomeccaniche e soddisfazione soggettiva durante l'uso di un esoscheletro passivo per arti superiori. A fronte di riduzioni oggettive dell'attività muscolare (deltoide anteriore e laterale ridotti fino al 30%), l'aumento degli angoli di flessione della spalla e di estensione del collo risultava negativamente correlato alla soddisfazione riportata dai lavoratori. Lo studio evidenzia così una dissociazione tra beneficio biomeccanico misurato e percezione dell'utente: la riduzione del carico non garantisce

di per sé un miglior comfort [6].

Nell'articolo "*Experimental study of the physical impact of a passive exoskeleton on manual sanding operations*", Moyon et al. (2018) hanno valutato l'impatto fisico di un esoscheletro passivo per il tronco superiore (Skel-Ex) durante operazioni di levigatura manuale dello scafo di un catamarano, attività caratterizzata da posture con le braccia sopra le spalle prolungate nel tempo. Lo studio ha coinvolto 9 operatori (4 donne, età compresa tra 20 e 46 anni) e ha adottato un approccio basato sull'analisi del costo cardiaco come indicatore oggettivo del carico fisico, affiancato dalla scala di Borg CR10 per la percezione soggettiva dello sforzo e da un questionario di usabilità. I risultati hanno mostrato che la fase di levigatura sotto la chiglia rappresentava il momento più gravoso, con profili di costo cardiaco classificati come "eccessivi" per la maggior parte degli operatori. Nell'esperimento comparativo con e senza esoscheletro, entrambi gli operatori testati hanno evidenziato una riduzione del costo cardiaco medio con il dispositivo indossato: per l'operatore o7 la frequenza cardiaca media è passata da 102,5 a 94 bpm, mentre per l'operatore o8 da 85 a 79 bpm, con una diminuzione del costo cardiaco relativo medio rispettivamente del 13,5% e del 5,9%. Sul piano soggettivo, la soddisfazione globale riportata dagli operatori si è attestata intorno a 5,5/7, con richieste di miglioramento principalmente riguardanti il comfort del braccio e la facilità di installazione. Proprio da questo lavoro è stata tratta l'ispirazione per la task adottata nella presente tesi [8].

Complessivamente, dalla letteratura emergono tre indicazioni convergenti. In primo luogo, gli esoscheletri passivi per arti superiori riducono in modo consistente il carico muscolare e metabolico nel lavoro overhead, senza stravolgere i pattern di movimento. In secondo luogo, i benefici osservati in laboratorio tendono a ridimensionarsi in condizioni reali, il che rende essenziale l'analisi degli angoli articolari nel contesto applicativo specifico. Infine, il beneficio biomeccanico oggettivo non coincide necessariamente con l'accettazione soggettiva del dispositivo, da cui dipende però la sua reale adozione. Va inoltre osservato che gran parte degli studi analizza compiti sostanzialmente statici (avvitature, forature, mantenimento di posture). Il presente lavoro si colloca in questo quadro proponendo una task più dinamica (la simulazione di una levigatura overhead che copre l'intera superficie di un pannello) e affiancando all'analisi cinematica un questionario, con l'obiettivo di verificare se le percezioni soggettive degli operatori trovino riscontro nei dati quantitativi misurati sull'esoscheletro MATE-XT.





# Capitolo 2

## Materiali

### 2.1 Esoscheletro Passivo MATE-XT

Per il presente studio, in cui è confrontato lo svolgimento di una task overhead, si è fatto uso del MATE-XT, un esoscheletro passivo per il supporto degli arti superiori (*Upper Limb*), prodotto dalla COMAU. I materiali utilizzati sono traspiranti, biocompatibili e molto leggeri, tra di essi infatti troviamo la fibra di carbonio, che consente di contenere il peso complessivo che non va oltre i 3 kg e garantisce una buona maneggevolezza. Il design ergonomico è inoltre facilmente regolabile per adattarsi a diverse taglie corporee. Il dispositivo esercita una coppia variabile ausiliaria sul giunto della spalla per compensare parzialmente la coppia gravitazionale creata dal peso degli arti superiori. Il dispositivo ha come finalità la riduzione della fatica ed il miglioramento della qualità del lavoro in operazioni che richiedono movimenti ripetitivi e con braccia alzate. Le coppie di reazione vengono scaricate sull'interfaccia uomo-robot (un sistema di imbottiture e legacci) e trasferite alla parte inferiore della schiena dell'utilizzatore.

#### 2.1.1 Composizione del MATE-XT

I principali componenti del MATE-XT sono:

- *Interfaccia fisica uomo-robot*: sono tutte le parti che sono a contatto con il corpo dell'operatore;
- *Gradi di libertà passivi (pDOFs)*: parti che facilitano il libero movimento dell'utilizzatore, come giunti di scorrimento e rotazione;
- *Torque Generator Box (TGB)*: un meccanismo in grado di immagazzinare e trasformare l'energia meccanica potenziale di una serie di molle pretensionate al fine di creare una coppia variabile assistiva per il braccio. Le coppie assistive sono massime per angoli di flessione di circa 90°.

Il livello di assistenza dell'esoscheletro può essere regolato tramite l'uso di una chiave a brugola da 6mm andando ad agire proprio sulla sede del TGB posto in corrispondenza dei gomiti [11].



Figura 2.1: Vista posteriore del MATE-XT.

## 2.2 OptiTrack Motive

Per il software di acquisizione in motion capture ci siamo affidati ad *Optitrack Motive* che è il programma in dotazione al laboratorio di mecatronica e robotica (MIR) dell'Università Politecnica delle Marche. OptiTrack è un hardware basato sull'impiego di telecamere ad infrarossi ad alta frequenza di acquisizione. Tramite l'impiego di appositi marker retroriflettenti gli infrarossi vengono catturati da dei sensori presenti sulle telecamere e proiettati sul software OptiTrack Motive.

### 2.2.1 Setup del Volume di Acquisizione

Il workflow necessario, affinché l'ambiente di registrazione sia configurato correttamente con OptiTrack, è il seguente:

1. **Localizzazione del sistema di coordinate del volume di cattura:** in questa fase un quadrato di calibrazione viene utilizzato per definire gli assi di coordinate globali e il piano di riferimento al suolo per il volume di acquisizione.
2. **Calibrazione del sistema:** Durante questa operazione, il sistema calcola la posizione e l'orientamento di ciascuna telecamera e il numero di distorsioni nelle immagini acquisite per costruire un volume di acquisizione 3D in Motive. Questo viene fatto osservando le immagini 2D provenienti da più telecamere sincronizzate e associando la posizione di marcatori di calibrazione noti da ciascuna telecamera tramite triangolazione. Qualora si verificano modifiche alla

configurazione delle telecamere, il sistema deve essere ricalibrato per adattarsi a tali modifiche.

3. **Masking:** consiste nell'operazione di rimuovere o coprire tutti i riflessi estranei o i marcatori non necessari all'interno del volume di acquisizione in modo che non siano visibili alle telecamere. Questo passaggio solitamente viene eseguito prima della calibrazione, tuttavia, qualora dovessero rimanere riflessi indesiderati è possibile applicare delle maschere facendo clic su Maschera nel pannello di calibrazione; Motive applicherà delle maschere rosse su tutti i riflessi rilevati nella vista 2D della telecamera.
4. **Wanding:** Una bacchetta di calibrazione con marcatori preimpostati viene agitata ripetutamente all'interno del volume di acquisizione, consentendo a tutte le telecamere di vedere i marcatori di calibrazione e di acquisire i punti dati campione dai quali il software calcolerà la rispettiva posizione e orientamento nello spazio 3D. Per l'ottenimento di ottimi risultati in questa operazione due condizioni devono essere rispettate, almeno due telecamere devono inquadrare simultaneamente tutti e tre i marcatori di calibrazione e le telecamere devono inquadrare esclusivamente i marcatori di calibrazione.



Figura 2.2: Quadrato di calibrazione.

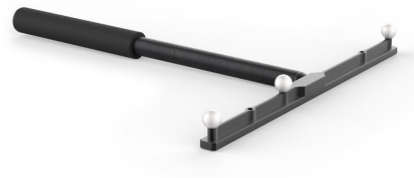


Figura 2.3: Bastone per il Wanding.



Figura 2.4: Telecamera PrimeX 22.



Figura 2.5: Marker retroriflettente.

### 2.2.2 Fase di acquisizione

Nel caso si voglia effettuare un'acquisizione su soggetti umani, è necessario posizionare i marker seguendo convenzioni precise. All'interno di Motive sono già presenti configurazioni prestabilite, i cosiddetti Marker Set con diversi quantitativi di marker, a seconda della parte del corpo che si intende acquisire. Nel nostro caso si è fatto uso di marker dal diametro di 7 mm e il marker set adottato è stato il Conventional Upper (27). Come si può notare i marker si dividono in due tipologie:

1. *Marker Articolari*: sono posizionati sulle articolazioni del soggetto. Per posizionarli correttamente è buona pratica chiedere al soggetto di flettere ed estendere l'articolazione, dopodiché, una volta individuato l'asse il marker va posizionato dove il movimento della pelle è minimo. In questo modo si minimizzano possibili errori durante il tracking ( Esempi: LSHO, LELB).
2. *Marker Segmentali*: si distinguono dai primi per il loro posizionamento lontano dalle articolazioni. Come si nota dall'immagine del marker set questi sono disposti in maniera asimmetrica tra un arto e l'altro e ciò serve a facilitare al programma la distinzione tra arto destro e sinistro ( Esempi: LUPA, LFRA) [12].

L'acquisizione è stata condotta in un ambiente dedicato del laboratorio, con dodici telecamere a infrarossi OptiTrack PrimeX 22 installate in posizione elevata, prossime al soffitto, e disposte lungo i lati di un quadrato in modo da circondare il volume di lavoro e garantire la copertura completa dei marker durante il movimento. Ciascuna telecamera dispone di un sensore da 2,2 MP ( $2048 \times 1088$  pixel) e di un frame rate nativo di 360 Hz, regolabile; nel presente lavoro l'acquisizione è stata impostata a 120 Hz, frequenza adeguata a catturare la dinamica del gesto di levigatura. Il sistema garantisce un'elevata precisione di tracciamento, con errore di posizionamento 3D

inferiore a  $\pm 0,15$  mm ed errore rotazionale inferiore a  $0,5^\circ$ ; le telecamere adottano un otturatore globale e un anello di LED a infrarossi a 850 nm.

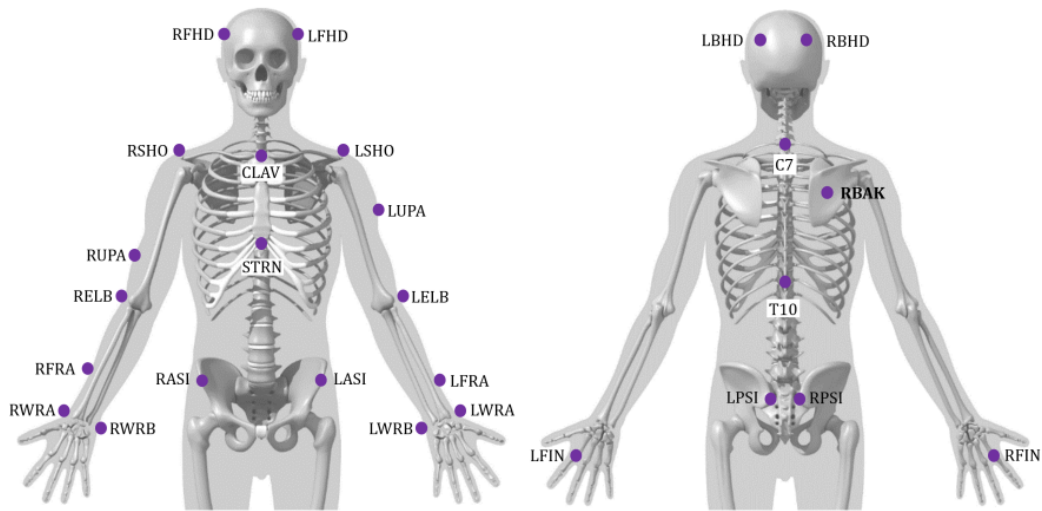


Figura 2.6: Visual3D's Plug-in Gait/OptiTrack's Upper Conventional (27).

## 2.3 Visual3D

Visual3D è un software sviluppato da Has-Motion dedicato all'analisi biomeccanica del movimento umano. Esso consente di elaborare e modellare i dati acquisiti da sistemi di cattura del movimento, integrando informazioni cinematiche, cinetiche ed elettromiografiche al fine di ottenere un'analisi completa del movimento. Il software permette di costruire modelli biomeccanici personalizzati del corpo umano, definendo segmenti corporei, centri articolari e sistemi di riferimento locali, sulla base dei marker posizionati sul soggetto durante l'acquisizione. A partire da questi modelli, Visual3D è in grado di calcolare grandezze biomeccaniche fondamentali quali angoli articolari, momenti e potenze, consentendo un'analisi quantitativa e dettagliata del movimento. Grazie alla sua compatibilità con i principali sistemi di cattura del movimento presenti sul mercato, tra cui OptiTrack e Vicon, Visual3D rappresenta uno degli strumenti più diffusi e versatili nell'ambito della ricerca biomeccanica e della valutazione clinica del movimento. Per la ricreazione di un modello biomeccanico accurato che riesca a riprodurre il movimento del soggetto, catturato tramite Motion Capture, Visual3D necessita di due cose:

1. **Trial Statico:** una volta posizionati i marker correttamente, al soggetto viene richiesto di assumere una posa statica di calibrazione per qualche secondo in modo tale che il programma possa registrare tutti i marker presenti. Le pose più comuni sono, la T-Pose ( che è quella che è stata usata per il nostro studio), braccia completamente distese ai lati e parallele al terreno, la A-Pose, braccia leggermente divaricate rispetto alla linea mediana del corpo.



Figura 2.7: Vista frontale di T-Pose all'interno di OptiTrack.

2. **Trial Dinamico:** consiste nell'acquisizione in cui il soggetto esegue il movimento di interesse, con i marker posizionati sul corpo secondo il markerset scelto.

I dati raccolti durante il trial dinamico vengono successivamente elaborati per ricavare le grandezze biomeccaniche di interesse.

Al termine di questo processo i due file possono essere esportati da Motive in formato .c3d e inseriti all'interno di Visual3D da cui poi si potrà realizzare il modello cinematico del soggetto.

### 2.3.1 Creazione del modello

Per la ricostruzione del modello anatomico si è ricorso alla vasta documentazione presente sulla pagina wiki della Has-Motion. La documentazione è molto ben dettagliata e come se non bastasse per diversi dei tutorial sono presenti dei video dedicati sul loro canale YouTube. In particolare nel nostro caso si è fatto uso dei seguenti tutorial:

- **Plug-In Gait Upper Body:** descrive come realizzare i nove segmenti che compongono la parte alta dello skeleton:
  - Head
  - Thorax/Ab
  - Left/Right Upper Arms
  - Left/Right Forearms

- Left/Right Hands
- Pelvis

In particolare, la definizione del bacino (Pelvis) non è descritta in questo tutorial, ma può essere trovata nel tutorial **Plug-In Lower Body**, in quanto i marker utilizzati per questo segmento sono gli stessi per entrambi i tutorial.

- **Building an IK model:** descrive come creare un modello a cinematica inversa e come sia possibile collegare il trial statico a quello dinamico in modo tale da poter calcolare parametri interessanti come angoli, velocità e accelerazioni dei segmenti durante il moto.

Una volta inseriti i dati della acquisizione del Trial Statico all'interno della schermata di Visual3D ci troveremo davanti alla sagoma del nostro soggetto individuata dai marker del set usato. La definizione dei segmenti seguirà il seguente schema dove, in particolare, i **Marker di Calibrazione** sono situati in posizioni anatomiche importanti ( Esempio: LSHO, articolazione della spalla sinistra ) e i **Marker di Tracciamento** sono cluster di marker posti sul segmento ( Esempio LUPA per l'omero sinistro ) [13].

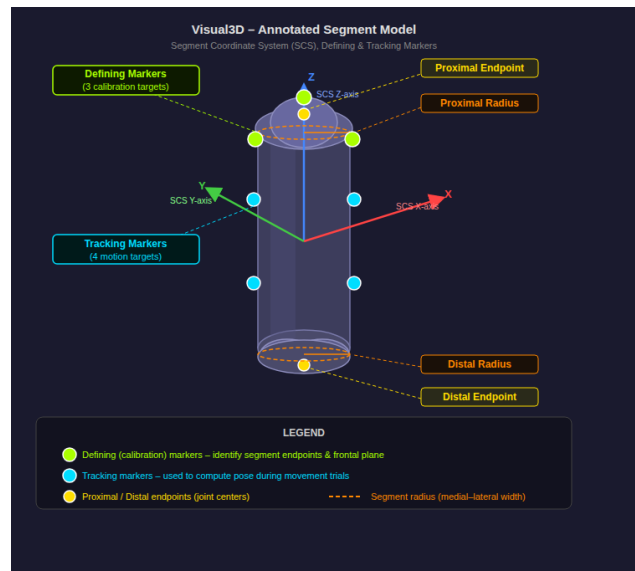


Figura 2.8: Schema per la costruzione di un segmento in Visual3D

Maggiori dettagli sulla realizzazione di un prototipo di modello nell'appendice a fine documento.

## 2.4 Questionario Exo vs NoExo

A supporto dei dati numerici ricavati in seguito all'analisi eseguita, tramite Visual3d e in seguito Matlab, è stato sviluppato un questionario di valutazione della percezione

soggettiva che i partecipanti all'esperimento hanno avuto nei confronti del dispositivo. L'ispirazione per la realizzazione del questionario è stata presa nei diversi articoli presenti in letteratura che analizzano la tematica degli esoscheletri. Il questionario è stato dunque diviso in sei sezioni:

1. **Informazioni generali dei partecipanti:** dati anagrafici e antropometrici raccolti tramite campi aperti e numerici (genere, età, peso, altezza) e una domanda a risposta chiusa (sì/no) sulla familiarità pregressa con il dispositivo;
2. **Valutazione del livello prestazionale fisico:** frequenza settimanale di attività fisica (numero di volte a settimana), intensità (scala qualitativa: bassa / media / alta), tipologia di attività praticata (risposta aperta) ed eventuali infortuni recenti (sì/no);
3. **Valutazione della condizione PRE-Task:** prontezza e affaticamento percepiti negli istanti precedenti la task, valutati su una **scala Likert a 5 punti**, affiancati da una domanda a risposta chiusa (sì/no) sulla presenza di dolore o fastidio;
4. **Valutazione della condizione POST-Task:** giudizio soggettivo sui parametri dell'esoscheletro (facilità di utilizzo, peso, dimensioni, comfort termico, comodità e stabilità durante l'utilizzo), espresso su una **scala Likert a 5 punti** (1 = livello pessimo, 5 = livello ottimo), con un'ulteriore domanda sì/no relativa alla percezione di un miglioramento della performance;
5. **Valutazione dello sforzo percepito:** Intensità dello sforzo avvertito in cinque distretti corporei (collo, spalle, braccia, schiena, gambe) a seguito della task con esoscheletro, misurata tramite una **scala di Borg (RPE, Rate of Perceived Exertion) modificata**, con punteggio da 1 (sforzo quasi assente) a 10 (sforzo molto elevato);
6. **Accettazione, futuro utilizzo e parere personale:** disponibilità a utilizzare il dispositivo in contesti lavorativi reali (risposta chiusa) e indicazioni su eventuali modifiche da apportare a peso, dimensioni e materiali (risposta aperta).

Data la numerosità ridotta del campione (tre partecipanti), le risposte sono state analizzate con un approccio prevalentemente descrittivo: i punteggi delle scale Likert e Borg sono stati tabulati e rappresentati graficamente tramite diagrammi a barre, così da confrontare direttamente i valori dei singoli soggetti ed evidenziare eventuali pattern comuni; le risposte chiuse e aperte sono state invece riportate in forma sintetica. I risultati sono presentati nel dettaglio nel Capitolo 4.



## Capitolo 3

### Procedura Operativa

#### 3.1 Task Design

La scelta dell'azione da far svolgere ai partecipanti allo studio è stata fatta a partire dalla letteratura scientifica sull'uso degli esoscheletri Upper Limb in operazioni overhead. Si è infatti optato per la simulazione di un'operazione di levigatura su un pannello di legno similmente a quanto è stato fatto nell'articolo di Moyon et al. (2018) [8]. La ragione dietro la scelta di questa task trova una precisa giustificazione biomeccanica. Nel lavoro con le braccia elevate al di sopra del livello delle spalle, la muscolatura del cingolo scapolare deve contrastare in modo continuo la coppia gravitazionale generata dal peso dell'arto e in questo caso anche dell'utensile. Il carico articolare e la richiesta muscolare risultano massimi proprio in corrispondenza di angoli di flessione prossimi ai  $90^\circ$ , ovvero l'intervallo in cui il MATE-XT eroga la coppia assistiva più elevata: la task overhead permette quindi di sollecitare l'articolazione esattamente nella regione di lavoro che il dispositivo è progettato per supportare, rendendola particolarmente adatta a valutarne l'effetto. Rispetto ai compiti prevalentemente "statici" più diffusi in letteratura, come l'avvitatura di dadi sopra la testa o la foratura del calcestruzzo, in cui si mantiene una posizione fissa per un tempo prestabilito, la levigatura è stata scelta come task più dinamica: i soggetti hanno dovuto infatti ricoprire il pannello di legno nella sua interezza, in lunghezza e larghezza, con un movimento continuo del braccio [9][10]. Lo studio ha coinvolto 3 partecipanti, due uomini (25) e una donna (24). Per ciascun partecipante il compito è stato eseguito in due condizioni, senza esoscheletro (NoExo) e con esoscheletro (Exo), svolgendo per ogni condizione una singola prova continua della durata di 3 minuti, per un totale di due acquisizioni a soggetto. Per lo svolgimento del compito è stata impiegata una levigatrice roto-orbitale Makita, modello BO5031K, dal peso di 1,3 kg.



Figura 3.1: Levigatrice roto-orbitale Makita BO5031K.

### 3.2 Setup dello spazio di lavoro e Acquisizione

Prima di dare avvio alle acquisizioni, ciascun partecipante è stato dotato di una tuta aderente con superfici in velcro, necessaria per garantire la corretta adesione dei marker retroriflettenti durante il movimento. I marker sono stati posizionati seguendo il Conventional Upper (27) marker set di OptiTrack, menzionato nella sezione 2.2.2. Una volta completata la vestizione, a ciascun soggetto è stato chiesto di compilare la parte iniziale del questionario, fino alla sezione di *Valutazione della condizione PRE-Task*, in modo da esaminare lo stato fisico e il livello di affaticamento percepito prima di qualsiasi sforzo.



Figura 3.2: Soggetto P1 in posa rilassata.

Si è dunque acquisito il trial statico in T-Pose in condizione NoExo, ossia senza esoscheletro, necessario per la successiva costruzione del modello cinematico in Visual3D.

### 3.2 Setup dello spazio di lavoro e Acquisizione

Dopodiché il soggetto ha svolto la task di levigatura overhead per la durata di 3 minuti, sempre in condizione NoExo. Al termine del completamento della task è stata concessa una pausa di almeno 5 minuti per garantire un recupero completo nonostante in questo studio non si sia indagato su parametri come frequenza cardiaca e attivazione dei distretti muscolari coinvolti.

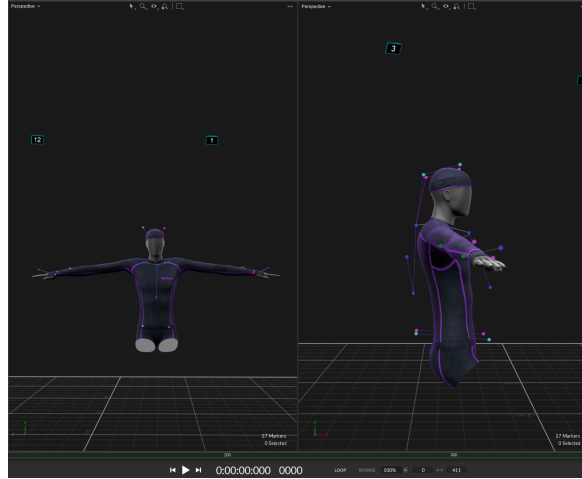


Figura 3.3: Vista frontale e di profilo della T-Pose in condizione NoExo all'interno di OptiTrack Motive.



Figura 3.4: Soggetto P2 durante la task in condizione NoExo.

I partecipanti sono stati quindi rivestiti aggiungendo l'esoscheletro MATE-XT sopra la tuta. I marker sono stati riposizionati tenendo conto della presenza del dispositivo, in modo da mantenere la coerenza con il markerset adottato. In particolare tre marker sono stati posizionati direttamente sulla superficie dell'esoscheletro: **T10 (Decima vertebra Toracica)**, **LPSI (Spina Iliaca Posteriore Superiore Sinistra)** e **RPSI (Spina Iliaca Posteriore Superiore Destra)**. Per questi marker, la presenza della struttura del MATE-XT ha introdotto uno scostamento rispetto alla reale posizione anatomica sottostante. Al fine di compensare tale effetto, in fase di costruzione del modello cinematico in Visual3D è stato applicato un offset nel verso dello spessore dell'esoscheletro a questi marker, in modo da ricondurre la posizione registrata dal sistema di motion capture alla corrispondente posizione anatomica reale del soggetto, come se il dispositivo non fosse presente. È stato quindi acquisito un nuovo trial statico in T-Pose in condizione Exo, indispensabile per la costruzione di un modello cinematico separato relativo a questa condizione. Successivamente ciascun soggetto ha ripetuto la task di levigatura per ulteriori 3 minuti con il supporto dell'esoscheletro.

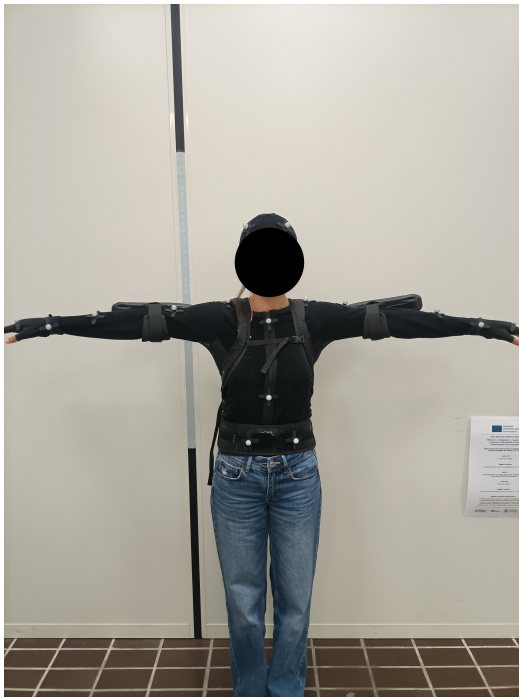


Figura 3.5: Soggetto P2 in T-Pose in condizioni Exo.



Figura 3.6: Soggetto P2 durante la task in condizioni Exo.

### 3.2 Setup dello spazio di lavoro e Acquisizione

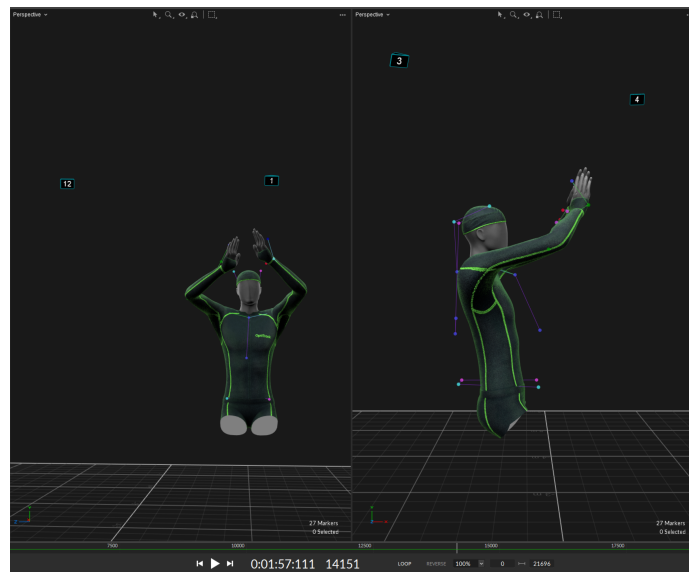


Figura 3.7: Vista frontale e di profilo della task in OptiTrack Motive.

Una volta che tutti i partecipanti hanno terminato le loro task, i file acquisiti tramite OptiTrack Motive sono stati esportati in formato .c3d e importati all'interno di Visual3D. Per ciascun soggetto e per entrambe le condizioni (NoExo ed Exo) è stato dapprima costruito il modello biomeccanico del corpo superiore, sfruttando il trial statico in T-Pose come riferimento per la definizione dei segmenti corporei e dei sistemi di riferimento locali.

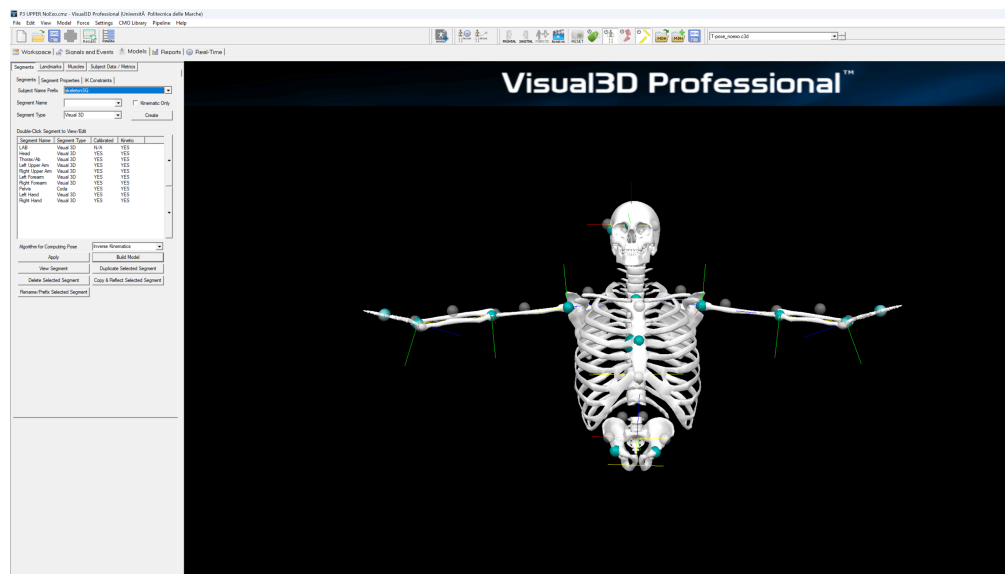


Figura 3.8: Modello statico soggetto P3 in Visual3D.

Successivamente, a partire da tale modello, è stato sviluppato un modello a cinematica inversa (IK), che ha permesso di collegare il trial statico al trial dinamico e di ricavare le grandezze cinematiche di interesse durante lo svolgimento della task. I parametri calcolati e presi in esame per l'analisi sono stati i seguenti:

- **Angolo di spalla destra e sinistra rispetto al torace;**
- **Angolo del torace rispetto al bacino (Pelvis),** che fornisce indicazioni sulla postura del tronco ;
- **Angolo del torace rispetto al sistema di riferimento del Laboratorio,** utilizzato come riferimento assoluto per valutare l'inclinazione globale del busto durante l'esecuzione del compito.

Ai segnali ottenuti è poi stato applicato un *filtro "passa-basso"*, di classe **Butterworth**, con una **frequenza di cut-off di 6.0 Hz** per attenuare le interferenze. Infine i dati ottenuti sono stati esportati in formato .txt da Visual3D e convertiti in formato .csv per essere analizzati in MatLab.

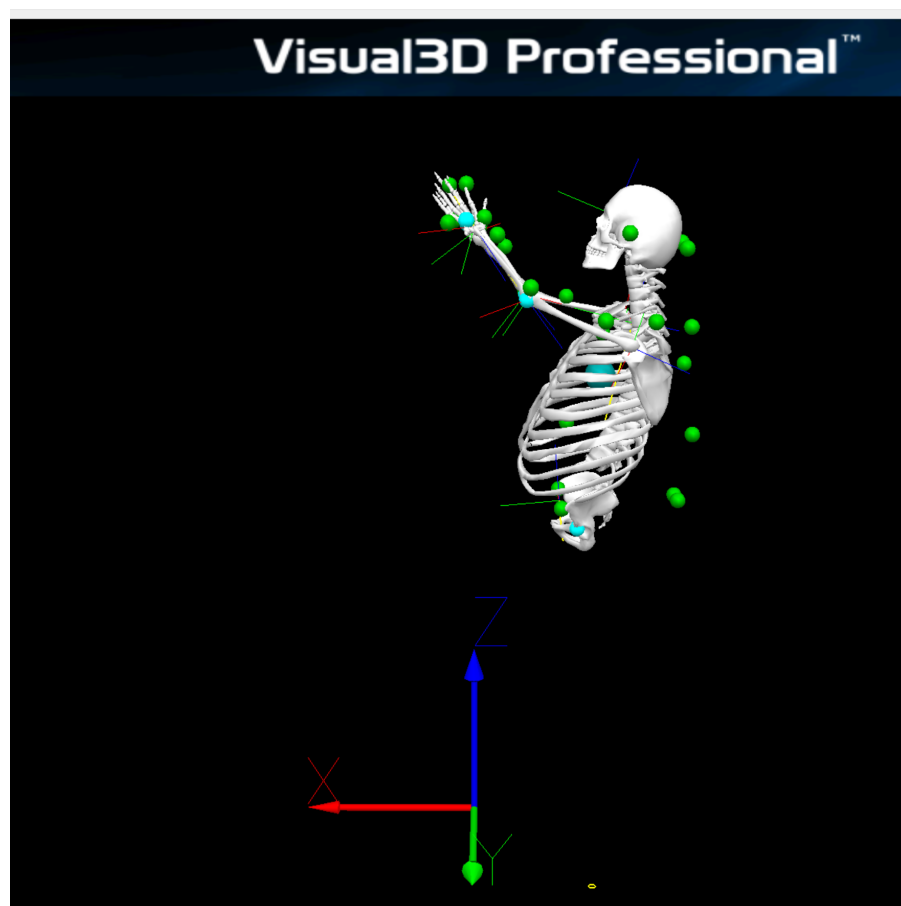


Figura 3.9: Modello Inverse Kinematic (IK) soggetto P3 in Visual3D.

# Capitolo 4

## Risultati

### 4.1 Risultati Cinematici

Per contestualizzare i risultati cinematici ottenuti, i valori di Range of Motion misurati sono stati confrontati con i range fisiologici riportati in letteratura. Per quanto riguarda gli angoli di spalla, il riferimento utilizzato è una rassegna clinica che riporta sia i valori normativi tradizionali dell’American Academy of Orthopaedic Surgeons (AAOS), sia le medie di popolazione derivate da studi più recenti, generalmente inferiori ai valori da manuale [14].

| Movimento                                   | Norma AAOS tradizionale | Media di popolazione (appross.) | Muscoli principali coinvolti                                     |
|---------------------------------------------|-------------------------|---------------------------------|------------------------------------------------------------------|
| Flessione                                   | 180°                    | 150° – 165°                     | Deltoide anteriore, Grande pettorale, Coracobrachiale, Bicipite  |
| Abduzione                                   | 180°                    | 150° – 170°                     | Deltoide mediale, Sovraspinato                                   |
| Rotazione esterna (braccio lungo il fianco) | 90°                     | 70° – 90°                       | Infraspinato, Piccolo rotondo                                    |
| Rotazione interna (braccio lungo il fianco) | 70°                     | 60° – 75°                       | Sottoscapolare, Grande rotondo, Grande dorsale, Grande pettorale |

Tabella 4.1: Confronto tra i valori normativi tradizionali AAOS e le medie di popolazione contemporanee per il ROM della spalla.

Per quanto riguarda gli angoli di tronco, i valori normativi di riferimento per il ROM del tronco sono stati ricavati da Physiopedia, una enciclopedia online collaborativa dedicata alla fisioterapia e alle scienze della riabilitazione, che raccoglie e sintetizza le evidenze disponibili in letteratura[15].

| Regione         | Movimento            | ROM attivo (°) | Note     |
|-----------------|----------------------|----------------|----------|
| <b>Toracica</b> | Flessione            | 20 – 26°       |          |
|                 | Estensione           | 22 – 25°       |          |
|                 | Fless.-est. comb.    | 32 – 48°       |          |
|                 | Flessione laterale   | 20 – 30°       | per lato |
|                 | Rotazione            | 35 – 47°       | per lato |
| <b>Lombare</b>  | Flessione            | 70°            |          |
|                 | Estensione           | 40°            |          |
|                 | Flessione laterale   | 36°            | per lato |
|                 | Rotazione            | 38 – 42°       | per lato |
| <b>Sacro</b>    | Flessione-estensione | 3°             |          |
|                 | Rotazione assiale    | 1,5°           |          |
|                 | Flessione laterale   | 0,8°           |          |
|                 | Traslazione          | 2 – 4 mm       |          |

Tabella 4.2: Valori normativi del ROM attivo del tronco per regione vertebrale.

Il sistema di riferimento che è stato adottato per il calcolo degli angoli è il seguente. Gli angoli tra due segmenti, ad esempio la spalla (omero rispetto al torace) e il tronco (torace rispetto al bacino), sono ottenuti come orientamento del segmento distale rispetto a quello prossimale, decomposto con la sequenza di Cardan X-Y-Z (sequenza di default di Visual3D) [13]. Con questa convenzione le tre componenti corrispondono rispettivamente alla flessione-estensione (X, piano sagittale), all'abduzione/adduzione (Y, piano frontale) e alla rotazione assiale intra/extra (Z, piano trasverso).

L'angolo del torace rispetto al laboratorio è invece espresso nel sistema di riferimento globale (asse Z verticale verso l'alto; assi X e Y sul piano orizzontale, secondo la convenzione di esporto adottata) e descrive l'orientamento del busto nello spazio: le sue componenti rappresentano l'inclinazione medio-laterale, l'inclinazione antero-posteriore del tronco e la rotazione attorno all'asse verticale. Si noti che, poiché il riferimento globale ha l'asse X antero-posteriore mentre i sistemi di segmento hanno l'asse X medio-laterale, la stessa componente identifica piani anatomici diversi a seconda che l'angolo sia calcolato tra due segmenti o rispetto al laboratorio; la convenzione degli assi è stata verificata individualmente per ciascun segmento.



Di seguito sono rappresentati gli andamenti di tutti i parametri misurati per l'intera durata della task. Il Range of Motion (ROM) quantifica l'ampiezza dell'escursione angolare percorsa da un segmento durante la task e costituisce una descrizione cinematica, non una misura diretta dell'impegno muscolare. Il suo legame con la fatica è pertanto indiretto e va interpretato distinguendo il segmento e il piano considerati. A livello del tronco, un ROM elevato indica movimenti compensatori più ampi (oscillazioni e inclinazioni del busto) che l'operatore introduce per riposizionare gli arti superiori: tali compensi comportano un maggiore reclutamento della muscolatura posturale e sono generalmente associati a un incremento del carico e della fatica percepita. Una riduzione del ROM del tronco in condizione Exo è quindi interpretabile come una postura più stabile e contenuta, biomeccanicamente favorevole. A livello di spalla, invece, il ragionamento non è simmetrico: poiché l'esoscheletro compensa parte della coppia gravitazionale dell'arto, una medesima escursione può essere sostenuta con un impegno muscolare inferiore. ROM e fatica risultano così parzialmente disaccoppiati in corrispondenza dell'articolazione assistita, coerentemente con quanto riportato in letteratura, dove il beneficio biomeccanico oggettivo non coincide necessariamente con l'ampiezza del movimento né con la percezione soggettiva [6][7]. Va infine sottolineato che una riduzione del ROM non è di per sé un indicatore univoco di miglioramento: può riflettere sia un gesto più economico e stabilizzato, sia una limitazione della mobilità imposta dal dispositivo; discriminare tra le due richiederebbe misure di attivazione muscolare (EMG) o metaboliche, non acquisite nel presente studio.

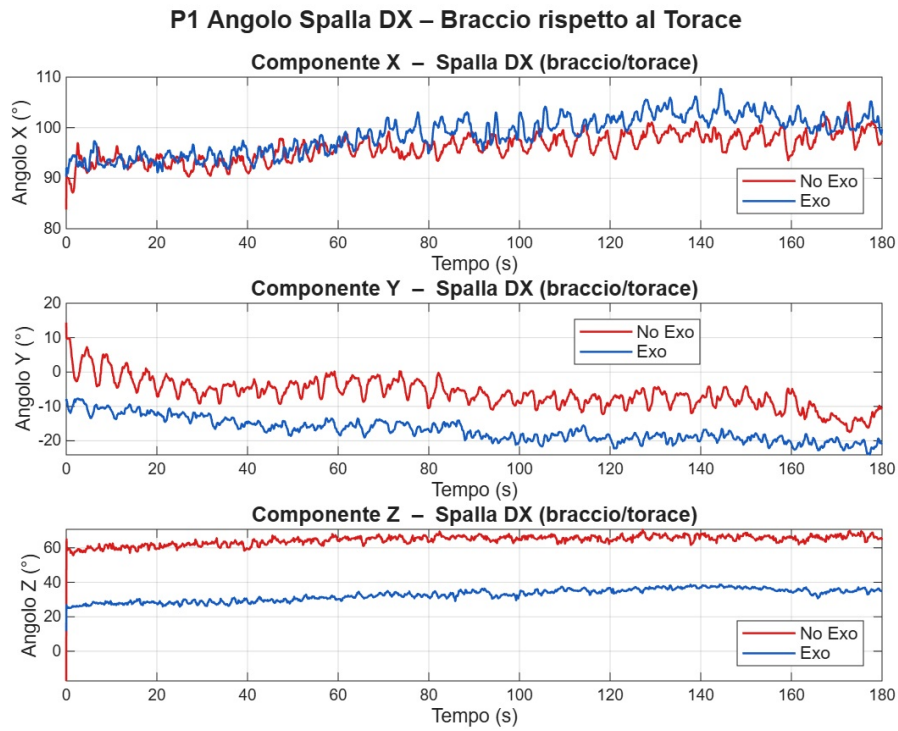


Figura 4.1: Grafici X, Y e Z per soggetto P1, Spalla Destra.

|              | Max    | Min   | ROM   |
|--------------|--------|-------|-------|
| Exo          | 107.72 | 90.27 | 17.45 |
| NoExo        | 105.10 | 83.78 | 21.32 |
| $\Delta$ ROM |        |       | -3.87 |

Tabella 4.3: Valori massimi, minimi e Range of Motion Spalla DX - Componente X

|              | Max   | Min    | ROM    |
|--------------|-------|--------|--------|
| Exo          | -7.63 | -24.08 | 16.46  |
| NoExo        | 14.36 | -17.67 | 32.04  |
| $\Delta$ ROM |       |        | -15.58 |

Tabella 4.4: Valori massimi, minimi e Range of Motion Spalla DX - Componente Y

|              | Max   | Min    | ROM    |
|--------------|-------|--------|--------|
| Exo          | 38.92 | 11.53  | 27.39  |
| NoExo        | 70.71 | -17.24 | 87.95  |
| $\Delta$ ROM |       |        | -60.56 |

Tabella 4.5: Valori massimi, minimi e Range of Motion Spalla DX - Componente Z

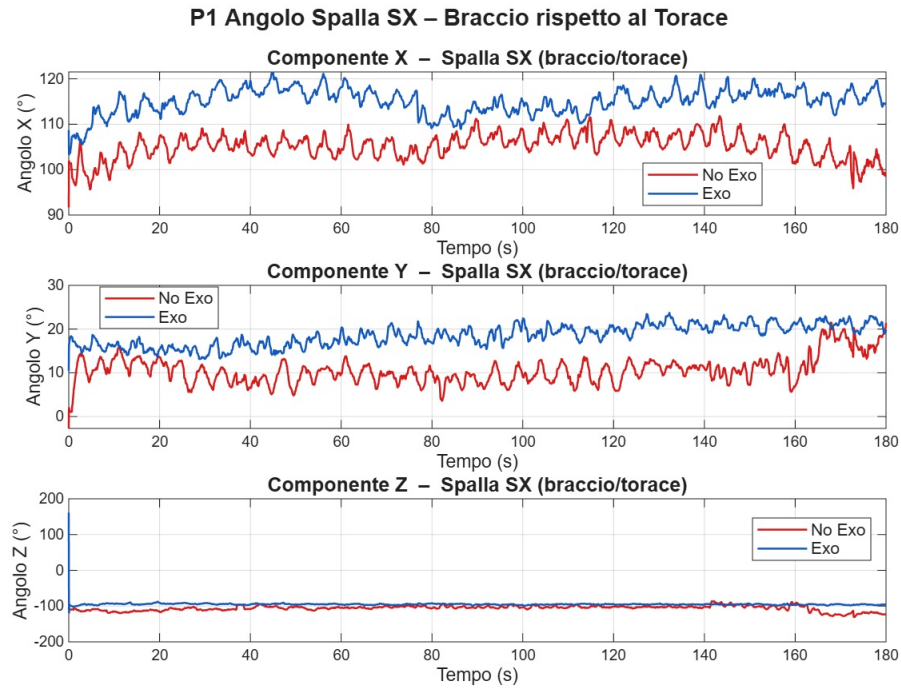


Figura 4.2: Grafici X, Y e Z per soggetto P1, Spalla Sinistra

|              | Max    | Min    | ROM   |
|--------------|--------|--------|-------|
| Exo          | 121.52 | 103.12 | 18.40 |
| NoExo        | 111.88 | 91.66  | 20.22 |
| $\Delta$ ROM |        |        | -1.82 |

Tabella 4.6: Valori massimi, minimi e Range of Motion Spalla SX - Componente X

|              | Max   | Min   | ROM    |
|--------------|-------|-------|--------|
| Exo          | 23.77 | 10.41 | 13.36  |
| NoExo        | 21.62 | -2.72 | 24.34  |
| $\Delta$ ROM |       |       | -10.99 |

Tabella 4.7: Valori massimi, minimi e Range of Motion Spalla SX - Componente Y

|              | Max    | Min     | ROM    |
|--------------|--------|---------|--------|
| Exo          | 161.43 | -119.41 | 280.84 |
| NoExo        | -84.85 | -130.55 | 45.70  |
| $\Delta$ ROM |        |         | 235.14 |

Tabella 4.8: Valori massimi, minimi e Range of Motion Spalla SX - Componente Z

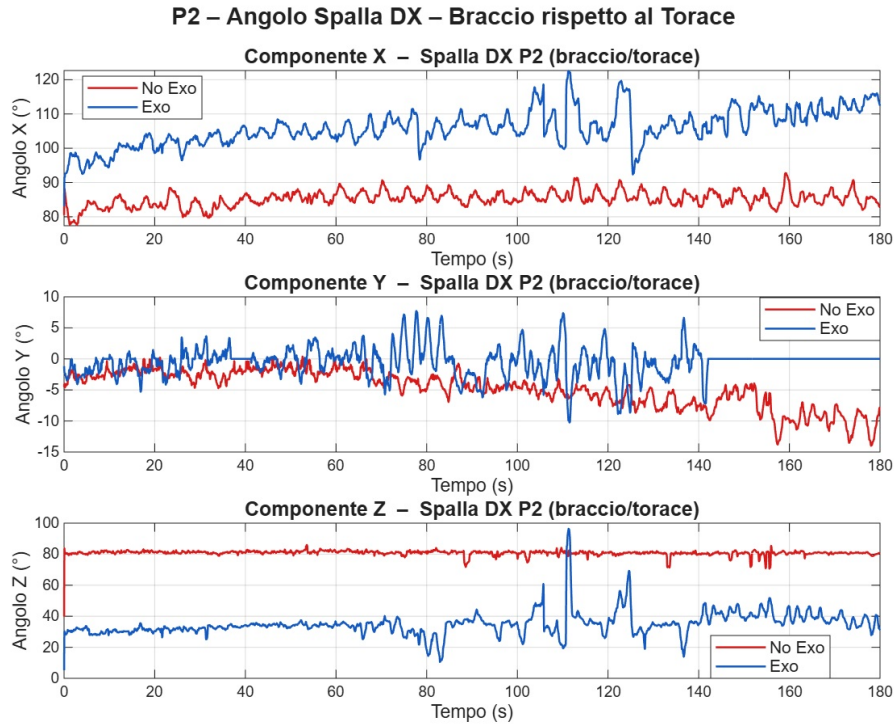


Figura 4.3: Grafici X, Y e Z per soggetto P2, Spalla Destra

|              | Max    | Min   | ROM   |
|--------------|--------|-------|-------|
| Exo          | 122.68 | 82.99 | 39.68 |
| NoExo        | 92.92  | 77.39 | 15.53 |
| $\Delta$ ROM |        |       | 24.15 |

Tabella 4.9: Valori massimi, minimi e Range of Motion P2 Spalla DX - Componente X

|              | Max  | Min    | ROM   |
|--------------|------|--------|-------|
| Exo          | 7.79 | -10.28 | 18.07 |
| NoExo        | 0.48 | -14.05 | 14.53 |
| $\Delta$ ROM |      |        | 3.54  |

Tabella 4.10: Valori massimi, minimi e Range of Motion P2 Spalla DX - Componente Y

|              | Max   | Min   | ROM   |
|--------------|-------|-------|-------|
| Exo          | 96.51 | 5.18  | 91.33 |
| NoExo        | 86.33 | 39.69 | 46.64 |
| $\Delta$ ROM |       |       | 44.69 |

Tabella 4.11: Valori massimi, minimi e Range of Motion P2 Spalla DX - Componente Z

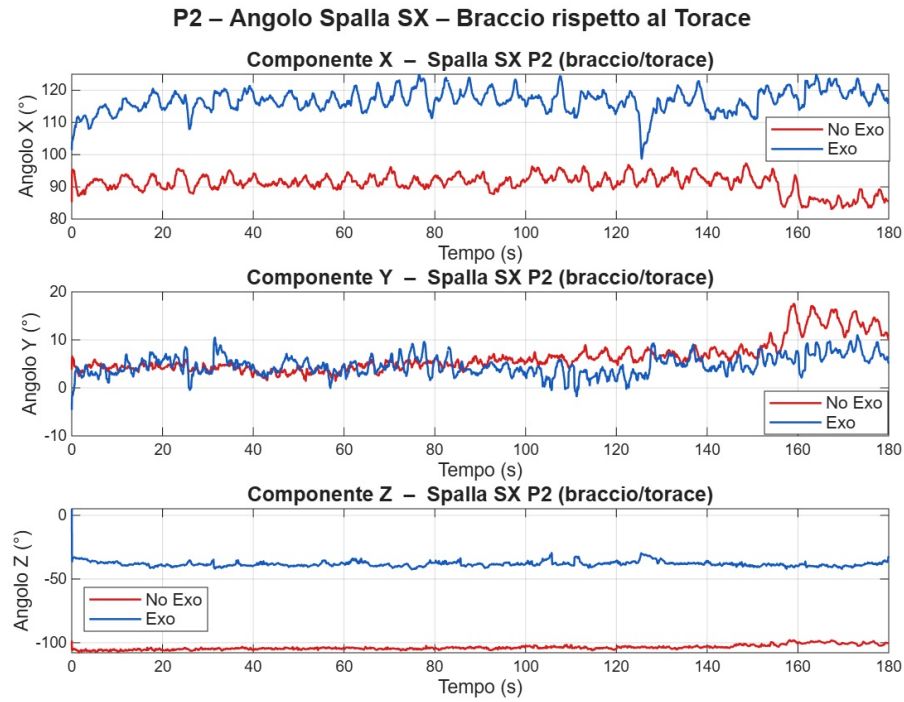


Figura 4.4: Grafici X, Y e Z per soggetto P2, Spalla Sinistra.

|              | Max    | Min   | ROM   |
|--------------|--------|-------|-------|
| Exo          | 124.97 | 98.65 | 26.32 |
| NoExo        | 97.55  | 83.07 | 14.48 |
| $\Delta$ ROM |        |       | 11.84 |

Tabella 4.12: Valori massimi, minimi e Range of Motion P2 Spalla SX - Componente X

|              | Max   | Min   | ROM   |
|--------------|-------|-------|-------|
| Exo          | 11.04 | -4.60 | 15.64 |
| NoExo        | 17.51 | 1.29  | 16.22 |
| $\Delta$ ROM |       |       | -0.57 |

Tabella 4.13: Valori massimi, minimi e Range of Motion P2 Spalla SX - Componente Y

|              | Max    | Min     | ROM   |
|--------------|--------|---------|-------|
| Exo          | 5.21   | -42.45  | 47.66 |
| NoExo        | -97.74 | -107.90 | 10.16 |
| $\Delta$ ROM |        |         | 37.50 |

Tabella 4.14: Valori massimi, minimi e Range of Motion P2 Spalla SX - Componente Z

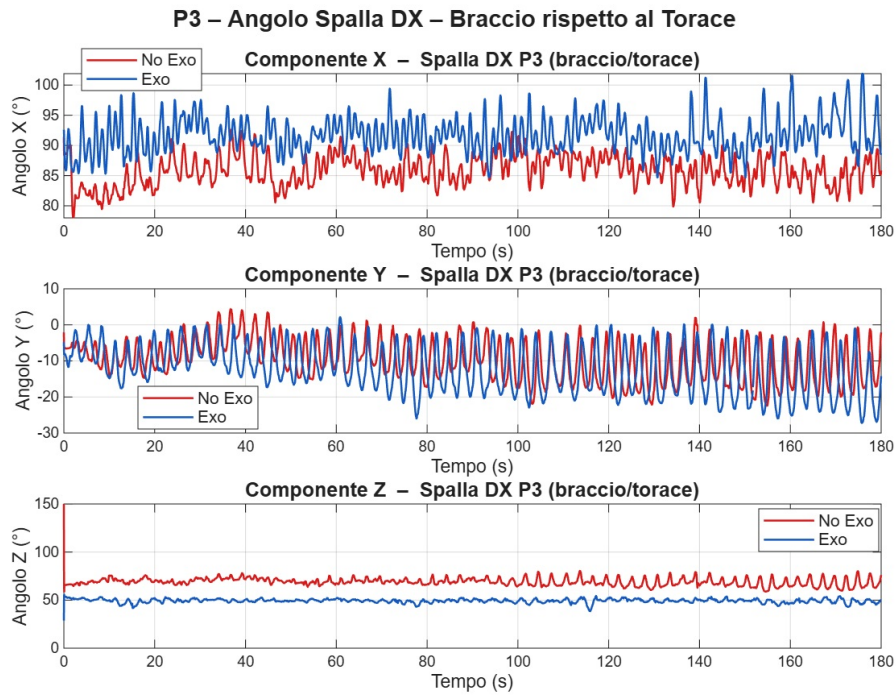


Figura 4.5: Grafici X, Y e Z per soggetto P3, Spalla Destra.

|              | Max    | Min   | ROM   |
|--------------|--------|-------|-------|
| Exo          | 101.89 | 84.60 | 17.30 |
| NoExo        | 92.79  | 78.00 | 14.78 |
| $\Delta$ ROM |        |       | 2.51  |

Tabella 4.15: Valori massimi, minimi e Range of Motion P3 Spalla DX - Componente X

|              | Max  | Min    | ROM   |
|--------------|------|--------|-------|
| Exo          | 2.24 | -27.32 | 29.56 |
| NoExo        | 4.45 | -22.56 | 27.01 |
| $\Delta$ ROM |      |        | 2.55  |

Tabella 4.16: Valori massimi, minimi e Range of Motion P3 Spalla DX - Componente Y

|              | Max    | Min   | ROM    |
|--------------|--------|-------|--------|
| Exo          | 56.42  | 28.65 | 27.76  |
| NoExo        | 150.04 | 58.58 | 91.46  |
| $\Delta$ ROM |        |       | -63.70 |

Tabella 4.17: Valori massimi, minimi e Range of Motion P3 Spalla DX - Componente Z

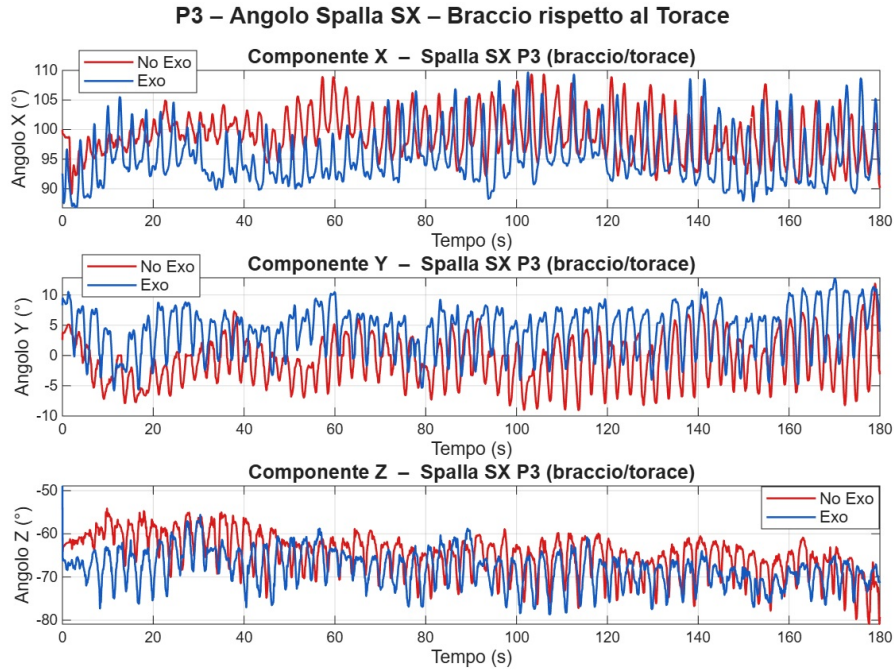


Figura 4.6: Grafici X, Y e Z per soggetto P3, Spalla Sinistra.

|              | Max    | Min   | ROM   |
|--------------|--------|-------|-------|
| Exo          | 109.69 | 86.77 | 22.92 |
| NoExo        | 109.45 | 89.07 | 20.38 |
| $\Delta$ ROM |        |       | 2.54  |

Tabella 4.18: Valori massimi, minimi e Range of Motion P3 Spalla SX - Componente X

|              | Max   | Min   | ROM   |
|--------------|-------|-------|-------|
| Exo          | 12.84 | -5.82 | 18.66 |
| NoExo        | 11.98 | -9.12 | 21.09 |
| $\Delta$ ROM |       |       | -2.44 |

Tabella 4.19: Valori massimi, minimi e Range of Motion P3 Spalla SX - Componente Y

|              | Max    | Min    | ROM   |
|--------------|--------|--------|-------|
| Exo          | -48.91 | -78.83 | 29.92 |
| NoExo        | -50.25 | -80.93 | 30.67 |
| $\Delta$ ROM |        |        | -0.75 |

Tabella 4.20: Valori massimi, minimi e Range of Motion P3 Spalla SX - Componente Z

#### 4.1.1 Discussione sugli angoli di spalla

L'effetto dell'esoscheletro sull'escursione della spalla risulta eterogeneo tra i tre soggetti, senza una direzione univoca. Il soggetto P1 mostra una riduzione generalizzata del ROM in condizione Exo su tutte le componenti bilateralmente ( Figure 4.1 e 4.2; ad esempio, flessione-estensione della spalla destra da  $21,3^\circ$  a  $17,5^\circ$  e abduzione/adduzione da  $32,0^\circ$  a  $16,5^\circ$ , Tabelle 4.3 e 4.4), compatibile con un gesto più contenuto e stabilizzato dal supporto . Il soggetto P2 presenta invece un incremento marcato dell'escursione in condizione Exo ( Figure 4.3 e 4.4 flessione-estensione della spalla destra da  $15,5^\circ$  a  $39,7^\circ$ ; rotazione da  $46,6^\circ$  a  $91,3^\circ$  Tabelle 4.9 e 4.11): l'alleggerimento della coppia gravitazionale sembra in questo caso consentire una mobilitazione più ampia dell'arto a parità di sforzo percepito, piuttosto che una restrizione del movimento. Il soggetto P3 mostra un quadro misto (Figure 4.5 e 4.6), con variazioni contenute sulle componenti di flessione-estensione e abduzione (differenze inferiori a  $3^\circ$ , Tabelle 4.15 e 4.16) e una riduzione della sola componente rotatoria. Questa variabilità inter-individuale, attesa data la numerosità ridotta del campione ( $n = 3$ ), riflette strategie motorie soggettive nell'esecuzione della levigatura e suggerisce che, a livello di spalla, il ROM da solo non discrimina in modo affidabile la condizione assistita da quella non assistita: come osservato in premessa, l'articolazione supportata può sostenere escursioni simili o maggiori con minore impegno muscolare, dunque l'informazione cinematica va necessariamente integrata con misure di carico. Si segnala infine che la componente di rotazione assiale (Z) è la più soggetta ad artefatti di decomposizione: il valore di  $280,8^\circ$  registrato per la spalla sinistra di P1 in condizione Exo (Tabella 4.8) non è fisiologicamente plausibile ed è riconducibile a un fenomeno di gimbal lock della sequenza di Cardan in prossimità di angoli di flessione vicini ai  $90^\circ$  [16]; tale dato è stato pertanto escluso dall'interpretazione, e le componenti rotatorie sono state considerate con cautela per tutti i soggetti.



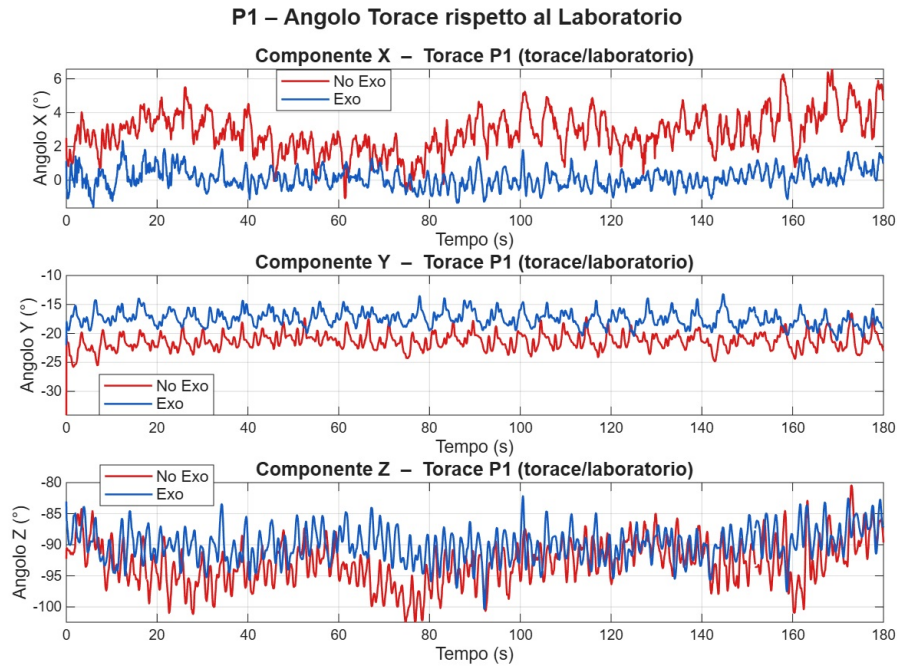


Figura 4.7: Grafici X, Y e Z per soggetto P1, Torace rispetto al LAB.

|              | Max  | Min   | ROM   |
|--------------|------|-------|-------|
| Exo          | 2.34 | -1.64 | 3.99  |
| NoExo        | 6.57 | -1.11 | 7.68  |
| $\Delta$ ROM |      |       | -3.69 |

Tabella 4.21: Valori massimi, minimi e Range of Motion P1 Torace LAB - Componente X

|              | Max    | Min    | ROM   |
|--------------|--------|--------|-------|
| Exo          | -13.14 | -22.04 | 8.91  |
| NoExo        | -16.46 | -34.10 | 17.64 |
| $\Delta$ ROM |        |        | -8.73 |

Tabella 4.22: Valori massimi, minimi e Range of Motion P1 Torace LAB - Componente Y

|              | Max    | Min     | ROM   |
|--------------|--------|---------|-------|
| Exo          | -82.13 | -100.42 | 18.29 |
| NoExo        | -80.40 | -102.46 | 22.06 |
| $\Delta$ ROM |        |         | -3.77 |

Tabella 4.23: Valori massimi, minimi e Range of Motion P1 Torace LAB - Componente Z

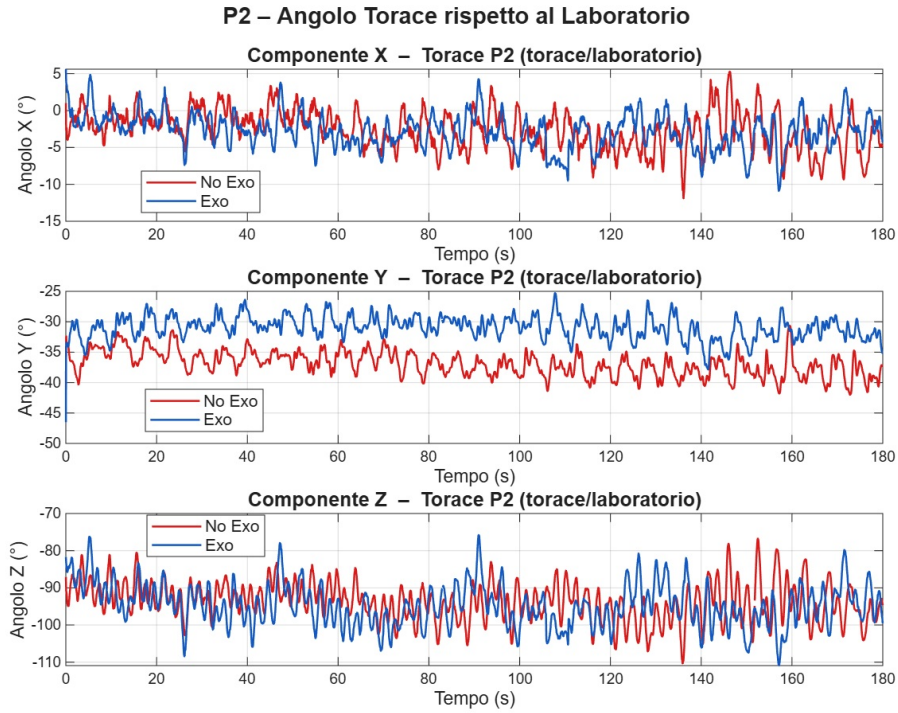


Figura 4.8: Grafico X, Y e Z per soggetto P2, Torace rispetto al LAB.

|              | Max  | Min    | ROM   |
|--------------|------|--------|-------|
| Exo          | 5.61 | -10.96 | 16.57 |
| NoExo        | 5.30 | -11.92 | 17.22 |
| $\Delta$ ROM |      |        | -0.64 |

Tabella 4.24: Valori massimi, minimi e Range of Motion P2 Torace LAB - Componente X

|              | Max    | Min    | ROM   |
|--------------|--------|--------|-------|
| Exo          | -25.22 | -46.49 | 21.27 |
| NoExo        | -30.61 | -42.32 | 11.71 |
| $\Delta$ ROM |        |        | 9.56  |

Tabella 4.25: Valori massimi, minimi e Range of Motion P2 Torace LAB - Componente Y

|              | Max    | Min     | ROM   |
|--------------|--------|---------|-------|
| Exo          | -75.72 | -110.92 | 35.21 |
| NoExo        | -76.67 | -110.39 | 33.72 |
| $\Delta$ ROM |        |         | 1.49  |

Tabella 4.26: Valori massimi, minimi e Range of Motion P2 Torace LAB - Componente Z

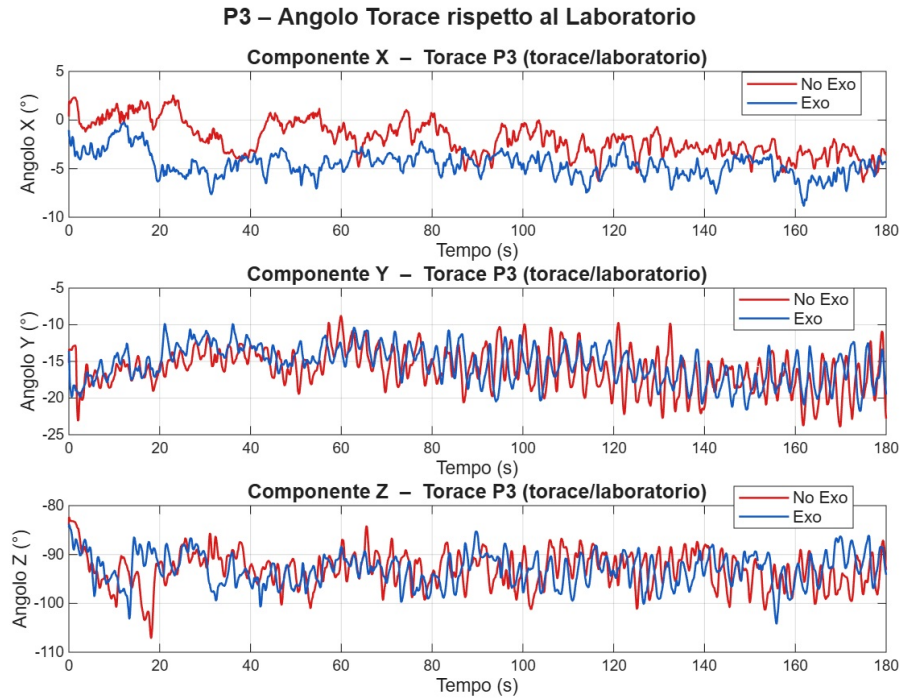


Figura 4.9: Grafici X, Y e Z per soggetto P3, Torace rispetto al LAB.

|              | Max   | Min   | ROM   |
|--------------|-------|-------|-------|
| Exo          | -0.20 | -8.91 | 8.71  |
| NoExo        | 2.55  | -6.39 | 8.94  |
| $\Delta$ ROM |       |       | -0.23 |

Tabella 4.27: Valori massimi, minimi e Range of Motion P3 Torace LAB - Componente X

|              | Max   | Min    | ROM   |
|--------------|-------|--------|-------|
| Exo          | -9.82 | -21.80 | 11.98 |
| NoExo        | -8.74 | -23.96 | 15.21 |
| $\Delta$ ROM |       |        | -3.24 |

Tabella 4.28: Valori massimi, minimi e Range of Motion P3 Torace LAB - Componente Y

|              | Max    | Min     | ROM   |
|--------------|--------|---------|-------|
| Exo          | -83.77 | -104.16 | 20.39 |
| NoExo        | -82.33 | -107.12 | 24.78 |
| $\Delta$ ROM |        |         | -4.39 |

Tabella 4.29: Valori massimi, minimi e Range of Motion P3 Torace LAB - Componente Z

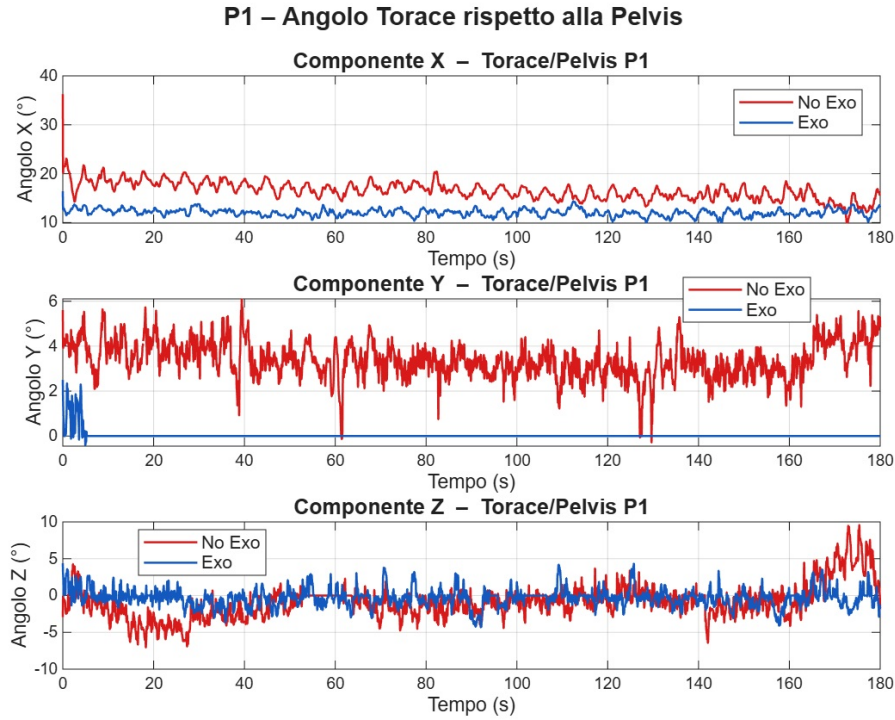


Figura 4.10: Andamento P1 – Angolo Torace rispetto alla Pelvis

|              | Max   | Min   | ROM    |
|--------------|-------|-------|--------|
| Exo          | 16.42 | 10.03 | 6.40   |
| NoExo        | 36.26 | 9.90  | 26.35  |
| $\Delta$ ROM |       |       | -19.96 |

Tabella 4.30: Valori massimi, minimi e Range of Motion P1 Torace/Pelvis - Componente X

|              | Max  | Min   | ROM   |
|--------------|------|-------|-------|
| Exo          | 2.49 | -0.45 | 2.94  |
| NoExo        | 6.10 | -0.29 | 6.40  |
| $\Delta$ ROM |      |       | -3.45 |

Tabella 4.31: Valori massimi, minimi e Range of Motion P1 Torace/Pelvis - Componente Y

|              | Max  | Min   | ROM   |
|--------------|------|-------|-------|
| Exo          | 4.39 | -4.38 | 8.77  |
| NoExo        | 9.65 | -7.07 | 16.73 |
| $\Delta$ ROM |      |       | -7.96 |

Tabella 4.32: Valori massimi, minimi e Range of Motion P1 Torace/Pelvis - Componente Z

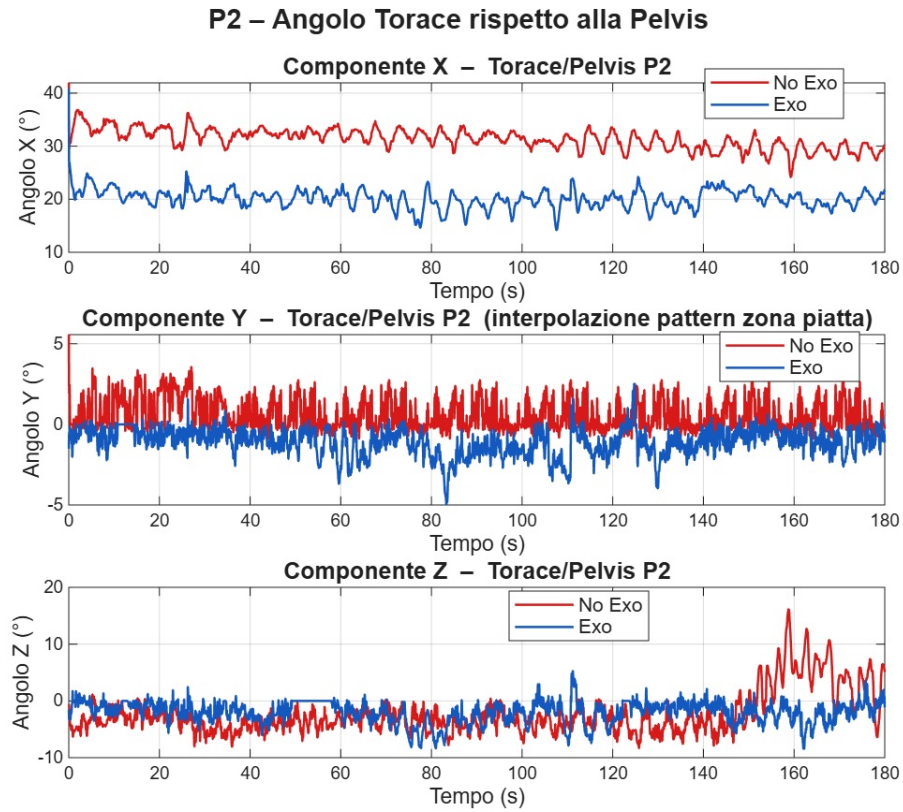


Figura 4.11: Andamento P2 – Angolo Torace rispetto alla Pelvis

|              | Max   | Min   | ROM   |
|--------------|-------|-------|-------|
| Exo          | 40.90 | 14.09 | 26.81 |
| NoExo        | 41.93 | 24.04 | 17.89 |
| $\Delta$ ROM |       |       | 8.92  |

Tabella 4.33: Valori massimi, minimi e Range of Motion P2 Torace/Pelvis - Componente X

|              | Max  | Min   | ROM  |
|--------------|------|-------|------|
| Exo          | 2.56 | -4.99 | 7.55 |
| NoExo        | 5.56 | -0.92 | 6.48 |
| $\Delta$ ROM |      |       | 1.07 |

Tabella 4.34: Valori massimi, minimi e Range of Motion P2 Torace/Pelvis - Componente Y

|              | Max   | Min   | ROM    |
|--------------|-------|-------|--------|
| Exo          | 5.38  | -8.58 | 13.97  |
| NoExo        | 16.17 | -8.42 | 24.59  |
| $\Delta$ ROM |       |       | -10.63 |

Tabella 4.35: Valori massimi, minimi e Range of Motion P2 Torace/Pelvis - Componente Z

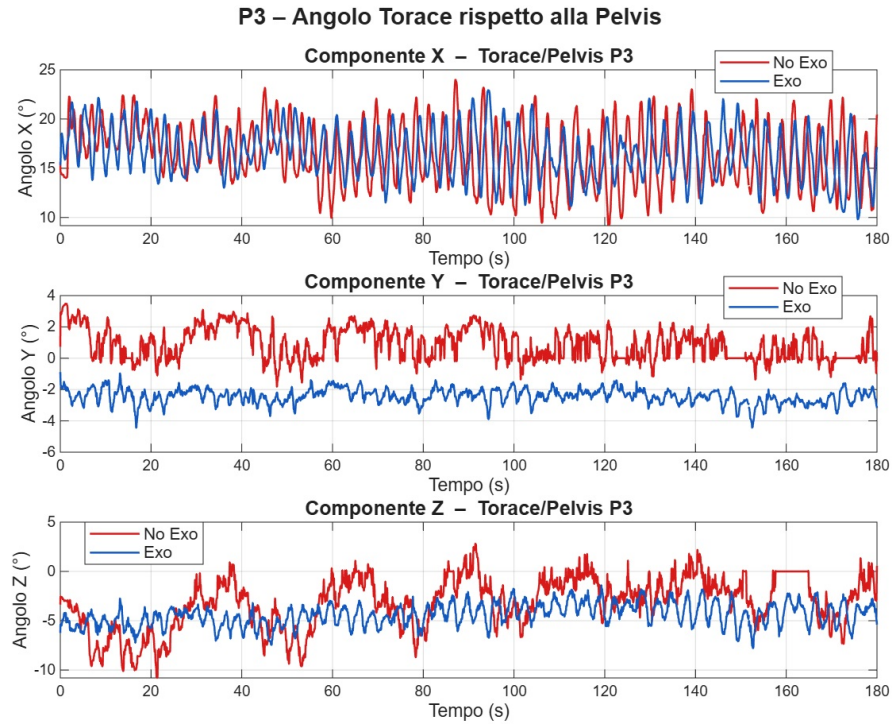


Figura 4.12: Andamento P3 – Angolo Torace rispetto alla Pelvis

|              | Max   | Min  | ROM   |
|--------------|-------|------|-------|
| Exo          | 23.01 | 9.77 | 13.23 |
| NoExo        | 24.01 | 9.17 | 14.84 |
| $\Delta$ ROM |       |      | -1.61 |

Tabella 4.36: Valori massimi, minimi e Range of Motion P3 Torace/Pelvis - Componente X

|              | Max   | Min   | ROM   |
|--------------|-------|-------|-------|
| Exo          | -0.88 | -4.46 | 3.58  |
| NoExo        | 3.49  | -1.84 | 5.34  |
| $\Delta$ ROM |       |       | -1.76 |

Tabella 4.37: Valori massimi, minimi e Range of Motion P3 Torace/Pelvis - Componente Y

|              | Max   | Min    | ROM   |
|--------------|-------|--------|-------|
| Exo          | -1.36 | -7.79  | 6.43  |
| NoExo        | 2.83  | -10.80 | 13.63 |
| $\Delta$ ROM |       |        | -7.20 |

Tabella 4.38: Valori massimi, minimi e Range of Motion P3 Torace/Pelvis - Componente Z

#### 4.1.2 Discussione sugli angoli di Torace rispetto al LAB e Torace/Pelvis

Gli angoli del tronco offrono un segnale più coerente rispetto a quelli di spalla. Considerando l'orientamento del torace rispetto al laboratorio (Figure 4.7, 4.8 e 4.9; Tabelle 4.21–4.29, la maggior parte delle componenti si riduce in condizione Exo, in particolare l'inclinazione antero-posteriore di P1 (da 17,6° a 8,9°, Tabella 4.22) e, in misura minore, le componenti di P3; il soggetto P2 costituisce l'eccezione, con un incremento dell'inclinazione antero-posteriore (Tabella 4.25).

Il quadro è ancora più netto per l'angolo del torace rispetto al bacino (Torace/Pelvis) (Figure 4.10, 4.11 e 4.12; Tabelle 4.30–4.38), che descrive il movimento relativo del busto depurato dallo spostamento globale del corpo: qui P1 mostra una forte riduzione della flessione-estensione del tronco (da 26,4° a 6,4°, Tabella 4.30) e P3 una riduzione su tutte e tre le componenti (Tabelle 4.36–4.38), mentre P2 conferma il proprio comportamento in controtendenza sulla sola flessione-estensione (Tabella 4.33). Si segnala che la componente Y della condizione Exo per il soggetto P1 (Figura 4.10) presenta un segnale sostanzialmente piatto per quasi tutta la durata della prova, a partire dai primi secondi di acquisizione. Tale anomalia è riconducibile a un malfunzionamento nel calcolo dell'angolo da parte di Visual3D, verosimilmente legato a un'instabilità del modello cinematico in condizione Exo. I valori di massimo, minimo e ROM riportati in Tabella 4.31 sono calcolati sull'intero segnale grezzo e riflettono principalmente la breve fase iniziale in cui il segnale era valido; il confronto della componente Y tra condizione Exo e NoExo per P1 va pertanto interpretato con cautela. Complessivamente, l'esoscheletro tende a contenere i movimenti compensatori del tronco, favorendo una postura più stabile durante il gesto overhead. Questa riduzione dei compensi posturali è biomeccanicamente coerente con una minore sollecitazione della muscolatura del rachide e con la riduzione di fatica riportata dai partecipanti sul piano soggettivo; resta tuttavia una tendenza e non un effetto sistematico, data l'eterogeneità di P2 e la numerosità limitata del campione. Come per la spalla, l'assenza di misure dirette di attivazione muscolare non consente di confermare in modo oggettivo il nesso tra riduzione del ROM del tronco e riduzione della fatica, aspetto che viene ripreso tra le limitazioni dello studio.



## Capitolo 4 Risultati

A conclusione dell'analisi cinematica, le Tabelle 4.39 e 4.40 riassumono in forma compatta il confronto tra le due condizioni, riportando per ciascun soggetto e per ciascuna componente i valori di ROM in assenza (NoExo) e in presenza (Exo) dell'esoscheletro, insieme alla relativa variazione.

Tabella 4.39: Confronto del Range of Motion [°] tra condizione NoExo ed Exo per i tre soggetti — angoli di spalla.  $\Delta = \text{Exo} - \text{NoExo}$ .

| Angolo    | Comp. | P1    |                     |          | P2    |       |          | P3    |       |          |
|-----------|-------|-------|---------------------|----------|-------|-------|----------|-------|-------|----------|
|           |       | NoExo | Exo                 | $\Delta$ | NoExo | Exo   | $\Delta$ | NoExo | Exo   | $\Delta$ |
| Spalla DX | X     | 21.32 | 17.45               | -3.87    | 15.53 | 39.68 | +24.15   | 14.78 | 17.30 | +2.51    |
|           | Y     | 32.04 | 16.46               | -15.58   | 14.53 | 18.07 | +3.54    | 27.01 | 29.56 | +2.55    |
|           | Z     | 87.95 | 27.39               | -60.56   | 46.64 | 91.33 | +44.69   | 91.46 | 27.76 | -63.70   |
| Spalla SX | X     | 20.22 | 18.40               | -1.82    | 14.48 | 26.32 | +11.84   | 20.38 | 22.92 | +2.54    |
|           | Y     | 24.34 | 13.36               | -10.99   | 16.22 | 15.64 | -0.57    | 21.09 | 18.66 | -2.44    |
|           | Z     | 45.70 | 280.84 <sup>†</sup> | +235.14  | 10.16 | 47.66 | +37.50   | 30.67 | 29.92 | -0.75    |

<sup>†</sup> Valore non fisiologico, riconducibile ad artefatto della sequenza di Cardan (gimbal lock) sulla componente di rotazione assiale; escluso dall'interpretazione [16].

Tabella 4.40: Confronto del Range of Motion [°] tra condizione NoExo ed Exo per i tre soggetti — angoli di tronco.  $\Delta = \text{Exo} - \text{NoExo}$ .

| Angolo        | Comp. | P1    |       |          | P2    |       |          | P3    |       |          |
|---------------|-------|-------|-------|----------|-------|-------|----------|-------|-------|----------|
|               |       | NoExo | Exo   | $\Delta$ | NoExo | Exo   | $\Delta$ | NoExo | Exo   | $\Delta$ |
| Torace/LAB    | X     | 7.68  | 3.99  | -3.69    | 17.22 | 16.57 | -0.64    | 8.94  | 8.71  | -0.23    |
|               | Y     | 17.64 | 8.91  | -8.73    | 11.71 | 21.27 | +9.56    | 15.21 | 11.98 | -3.24    |
|               | Z     | 22.06 | 18.29 | -3.77    | 33.72 | 35.21 | +1.49    | 24.78 | 20.39 | -4.39    |
| Torace/Pelvis | X     | 26.35 | 6.40  | -19.96   | 17.89 | 26.81 | +8.92    | 14.84 | 13.23 | -1.61    |
|               | Y     | 6.40  | 2.94  | -3.45    | 6.48  | 7.55  | +1.07    | 5.34  | 3.58  | -1.76    |
|               | Z     | 16.73 | 8.77  | -7.96    | 24.59 | 13.97 | -10.63   | 13.63 | 6.43  | -7.20    |

Nel complesso, i dati riepilogati confermano un comportamento differenziato tra spalla e tronco. A livello di spalla l'effetto dell'esoscheletro non segue una direzione univoca tra i soggetti: si alternano riduzioni e incrementi dell'escursione, coerentemente con l'ipotesi che, in corrispondenza dell'articolazione assistita, il ROM non discrimini in modo affidabile la condizione supportata da quella non supportata. A livello di tronco emerge invece una tendenza più coerente alla riduzione dei ROM in condizione Exo, in particolare per le componenti di flessione-estensione del rapporto Torace/Pelvis, interpretabile come un contenimento dei movimenti compensatori del busto e quindi come una postura più stabile durante il gesto overhead. Tale tendenza, pur non sistematica data la variabilità inter-individuale e la numerosità ridotta del campione, rappresenta l'indicazione cinematica più solida a favore di un effetto stabilizzante del dispositivo.



## 4.2 Risultati Questionario

### 4.2.1 Parte PRE-Task

I soggetti che hanno preso parte all'esperimento sono stati tre:

- P1: (M), 25 anni, altezza 173 cm, peso 66 Kg;
- P2: (F), 24 anni, altezza 170 cm, peso 58 Kg;
- P3: (M), 25 anni, altezza 182 cm, peso 97 Kg.

Ciò che è emerso dalla prima parte del questionario, ovvero fino alla sezione *Valutazione della Condizione PRE-Task* è stato che solo il soggetto P3 aveva già usato in precedenza un esoscheletro, ed era dunque a conoscenza del suo funzionamento, e solo P1 aveva esperienza lavorativa in contesti in cui erano richiesti movimenti ripetitivi o il sollevamento di carichi. Tutti i soggetti hanno affermato di praticare attività fisica durante la settimana con una buona frequenza (dalle 3 alle 4 volte a settimana) e con una buona intensità (livello medio o superiore). Inoltre nessuno dei partecipanti si sentiva affaticato o percepiva dolore prima dello svolgimento della task.

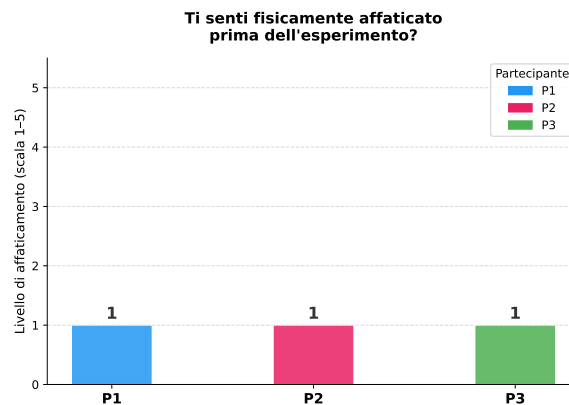


Figura 4.13: Livello di affaticamento fisico prima dell'esperimento

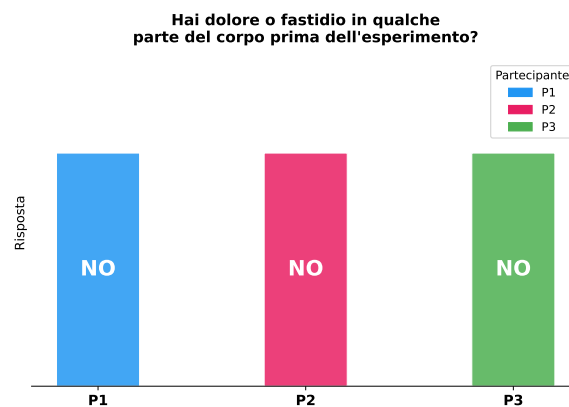


Figura 4.14: Presenza di dolore o fastidio prima dell'esperimento

#### 4.2.2 Parte POST-Task

Per quel che riguarda ciò che è emerso dalla seconda parte del questionario, relativa alla valutazione dei parametri dell'esoscheletro, tutti e tre i soggetti hanno espresso un giudizio complessivamente positivo. La facilità di utilizzo, la stabilità durante l'utilizzo e il comfort termico sono stati valutati con un punteggio di 4/5 da tutti i partecipanti, ad eccezione di P3 che ha attribuito un punteggio inferiore (pari a 2) al comfort termico.

Per quanto riguarda la comodità, P1 e P3 hanno assegnato un punteggio di 4/5, mentre P2 ha riportato un valore leggermente inferiore di 3/5.

Il peso del dispositivo è risultato il parametro con maggiore variabilità tra i soggetti: P1 lo ha valutato molto positivamente 5/5, P2 con un punteggio buono 4/5, mentre P3 ha espresso una valutazione più moderata 3/5.

Le dimensioni del dispositivo sono state valutate in modo uniforme da tutti i partecipanti, con un punteggio pari a 3/5.

Per quanto riguarda il livello di sforzo percepito nelle diverse aree corporee durante l'utilizzo dell'esoscheletro, è emerso un pattern comune tra i tre soggetti: le spalle risultano l'area corporea maggiormente sollecitata, con punteggi pari a 7 per P1 e P2 e a 6 per P3. Le braccia rappresentano la seconda area più affaticata, in particolare per P2 che ha riportato il valore più alto registrato nell'intero questionario (8), seguito da P3 (5) e P1 (2). Il collo mostra valori intermedi e disomogenei tra i soggetti (3 per P1, 5 per P2, 1 per P3). Schiena e gambe risultano invece le aree meno sollecitate, con punteggi compresi tra 1 e 5, confermando come l'esoscheletro agisca prevalentemente a supporto del distretto spalla-braccio, coerentemente con la sua collocazione anatomica. Alla domanda relativa al miglioramento percepito della performance grazie all'utilizzo del dispositivo, tutti e tre i partecipanti hanno risposto affermativamente, indicando una percezione condivisa e positiva dell'efficacia dell'esoscheletro nello svolgimento della task.

Tutti i soggetti hanno concordato sul fatto che, rispetto alla condizione NoExo, lo sforzo e la fatica percepita durante la condizione Exo siano stati nettamente inferiori. Tuttavia, in assenza di misure analitiche oggettive (es. EMG) a supporto di questo dato, non è possibile escludere che tale riduzione sia in parte riconducibile a un effetto placebo legato all'aspettativa di beneficio associata all'uso del dispositivo, piuttosto che a un'effettiva riduzione del carico muscolare. Relativamente all'accettazione del dispositivo, tutti e tre i partecipanti si sono dichiarati disponibili a utilizzare l'esoscheletro in un contesto lavorativo reale e concordi nel ritenere che il suo impiego possa migliorare il benessere del lavoratore. Coerentemente, l'utilità percepita del dispositivo è stata valutata positivamente (5/5 per P1, 4/5 per P2 e P3). Nessun soggetto ha riferito di essersi sentito limitato o ostacolato nell'esecuzione del compito, e tutti hanno dichiarato di aver percepito una netta riduzione dello sforzo grazie all'uso dell'esoscheletro. Alla richiesta di indicare possibili miglioramenti, le risposte hanno riguardato aspetti differenti: P1 ha segnalato la necessità di una maggiore

flessibilità dorsale, P2 una maggiore fluidità dei movimenti e P3 le dimensioni del dispositivo.

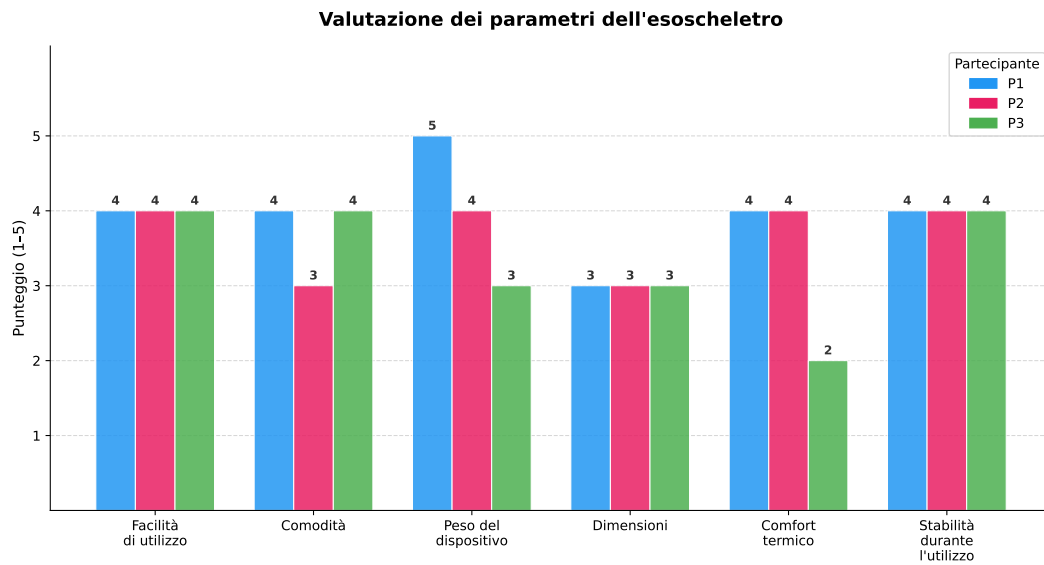


Figura 4.15: Valutazione dei parametri dell'esoscheletro.

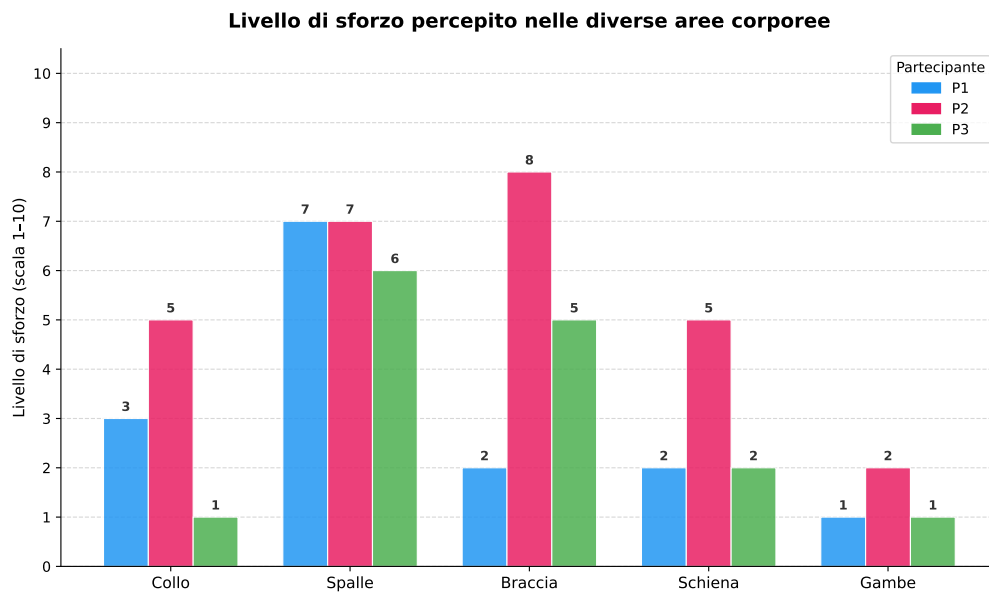


Figura 4.16: Livello di sforzo percepito nelle diverse aree corporee.

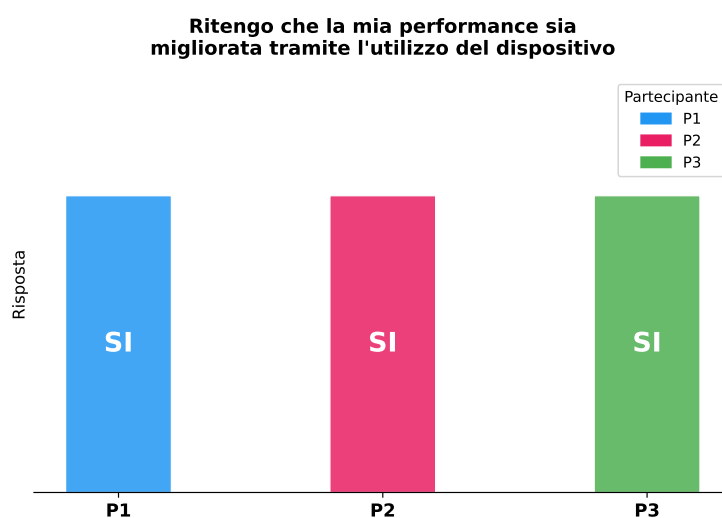


Figura 4.17: Miglioramento della performance percepito tramite l'utilizzo del dispositivo.

#### 4.2.3 Confronto tra dati cinematici e percezioni soggettive

Uno degli obiettivi dello studio è verificare se le percezioni soggettive riportate dai partecipanti trovino riscontro nei parametri cinematici misurati. Il confronto tra i due piani di analisi restituisce sia convergenze sia discrepanze. Sul piano delle convergenze, l'indicazione delle spalle come area corporea maggiormente sollecitata (punteggi 6-7 per tutti i soggetti) è coerente con la natura della task overhead e con la collocazione anatomica del dispositivo, che agisce a supporto del cingolo scapolare. Un riscontro ancora più specifico riguarda il soggetto P1, che presenta la riduzione più marcata del ROM del tronco in condizione Exo (Figura 4.10, Tabella 4.30), in particolare nella flessione-estensione del rapporto Torace/Pelvis, (da  $26,4^\circ$  a  $6,4^\circ$  **Componente X**), e che, coerentemente, è l'unico ad aver indicato tra i miglioramenti auspicati una maggiore "flessibilità dorsale": la limitazione del movimento del busto rilevata sul piano cinematico trova così un corrispettivo diretto nella percezione soggettiva. In modo analogo, la riduzione di sforzo e fatica riferita da tutti i soggetti nel passaggio da NoExo a Exo è compatibile con la tendenza al contenimento dei movimenti compensatori del tronco descritta nella sezione 4.1.2 e riassunta in Tabella 4.40, indicativa di una postura più stabile e di un minore impegno della muscolatura posturale. Sul piano delle discrepanze, il caso più indicativo è quello del soggetto P2 (Figure 4.3 e 4.4, Tabelle 4.9–4.11), che ha riportato il valore di sforzo percepito più alto dell'intero questionario a livello delle braccia (8/10) e, contestualmente, l'unico incremento marcato del ROM di spalla in condizione Exo, accompagnato dalla richiesta di una maggiore "fluidità dei movimenti". Alleggerito dalla coppia gravitazionale, il soggetto ha verosimilmente eseguito il gesto con escursioni più ampie: ciò può giustificare il maggiore affaticamento percepito del braccio pur in presenza del supporto e conferma il disaccoppiamento, ipotizzato

nella discussione degli angoli di spalla, tra escursione articolare e impegno percepito in corrispondenza dell'articolazione assistita. È peraltro significativo che nessun partecipante abbia riferito di essersi sentito ostacolato nell'esecuzione del compito: l'aumento di escursione di P2 non è quindi vissuto come una restrizione, ma come una maggiore libertà di movimento. Tale dissociazione tra beneficio biomeccanico e percezione soggettiva è in linea con quanto riportato in letteratura [6][7]. Va infine ribadito il carattere qualitativo di questo confronto: la numerosità ridotta del campione ( $n = 3$ ) e l'assenza di misure dirette di attivazione muscolare non consentono di stabilire correlazioni statistiche tra dato percepito e dato misurato, ma soltanto di evidenziare corrispondenze e scostamenti a livello descrittivo, utili a orientare studi futuri.



# Capitolo 5

## Discussioni e Conclusioni

### 5.1 Interpretazione dei risultati

Lo studio si proponeva di valutare se l'esoscheletro MATE-XT modifichi la cinematica di lavoro e la percezione dello sforzo durante una task di levigatura overhead simulata, e se le percezioni soggettive dei partecipanti trovassero riscontro nei dati quantitativi. Alla luce dei risultati, l'analisi cinematica restituisce due comportamenti distinti a seconda del distretto considerato. A livello di spalla l'effetto del dispositivo è eterogeneo tra i soggetti e privo di una direzione univoca: si osservano riduzioni dell'escursione (P1), incrementi marcati (P2) e variazioni contenute (P3), riconducibili alle diverse strategie motorie individuali nello svolgere il compito. Questa variabilità è coerente con l'ipotesi di un disaccoppiamento, in corrispondenza dell'articolazione assistita, tra ampiezza del movimento e impegno muscolare: poiché il MATE-XT compensa parte della coppia gravitazionale dell'arto, una medesima o maggiore escursione può essere sostenuta con minore sforzo, perciò il ROM da solo non discrimina in modo affidabile la condizione supportata da quella non supportata. A livello di tronco, al contrario, emerge un segnale più coerente: in condizione Exo si registra una tendenza alla riduzione dei movimenti compensatori del busto, in particolare nella flessione-estensione del rapporto Torace/Pelvis (con la precisazione che la componente Y Exo di P1 è affetta da un'anomalia di acquisizione in Visual3D e va interpretata con cautela). Tale contenimento, interpretabile come una postura più stabile, rappresenta l'indicazione cinematica più solida e risulta biomeccanicamente favorevole, essendo associato a una minore sollecitazione della muscolatura posturale del rachide.

Sul piano soggettivo, il questionario restituisce un quadro convergente e positivo. Le spalle sono state indicate come l'area corporea maggiormente sollecitata, coerentemente con la natura del compito overhead e con la collocazione anatomica del dispositivo; tutti i partecipanti hanno riferito una netta riduzione dello sforzo e della fatica nel passaggio da NoExo a Exo, hanno espresso un giudizio complessivamente positivo sui parametri del dispositivo, si sono dichiarati disponibili a utilizzarlo in contesto lavorativo e nessuno ha riferito di essersi sentito ostacolato nell'esecuzione del compito. Il confronto tra i due piani di analisi mostra quindi sia convergenze sia scostamenti: la riduzione dei movimenti compensatori del tronco trova un corri-

spettivo nella riduzione di fatica percepita, mentre a livello di spalla, cinematica e percezione si dissociano, come illustrato in modo emblematico dal soggetto P2, che unisce il più alto sforzo percepito alle braccia al più marcato incremento del ROM di spalla.

## **5.2 Confronto con la letteratura**

I risultati ottenuti si inseriscono in modo coerente nel quadro tracciato dalla letteratura. Schmalz et al. avevano riportato, per un esoscheletro passivo in task overhead prevalentemente statiche, variazioni cinematiche minime a fronte di una riduzione consistente del carico muscolare, concludendo che il dispositivo non altera i pattern di movimento naturali [9]; il presente lavoro, adottando una task più dinamica, conferma l'assenza di uno stravolgimento del gesto ma evidenzia un effetto differenziato sui distretti, concentrato nella stabilizzazione del tronco. De Bock et al. avevano sottolineato la non diretta trasferibilità dei risultati di laboratorio al contesto reale e l'importanza di analizzare gli angoli articolari specifici dell'applicazione [7]: l'analisi cinematica condotta risponde proprio a questa esigenza, e la marcata variabilità inter-individuale osservata è coerente con la dipendenza dell'effetto dal contesto e dal singolo operatore. Particolarmente significativo è il confronto con Park et al., che avevano documentato una dissociazione tra beneficio biomeccanico oggettivo e soddisfazione soggettiva [6]: il comportamento del soggetto P2 riproduce fedelmente tale dissociazione. Sul piano dell'accettazione, i risultati sono in linea con Du et al., che avevano riscontrato un'elevata facilità d'uso e la percezione di non essere ostacolati nella produttività [10], aspetti confermati dal giudizio positivo e dall'assenza di sensazione di ostacolo riportati da tutti i partecipanti. Infine, rispetto a Moyon et al., da cui è stata tratta l'ispirazione per la task [8], si ritrova la medesima direzione di riduzione dello sforzo percepito con il dispositivo indossato, così come la presenza di suggerimenti di miglioramento da parte degli operatori.

## **5.3 Implicazioni applicative**

Le indicazioni emerse, per quanto preliminari, suggeriscono un potenziale interesse applicativo del MATE-XT nei compiti overhead dinamici, quali le operazioni di levigatura diffuse nei settori manifatturiero, edilizio e navale. L'effetto di stabilizzazione posturale del tronco è particolarmente rilevante in prospettiva ergonomica, poiché una riduzione dei movimenti compensatori del busto durante lavorazioni prolungate al di sopra del livello delle spalle può contribuire a contenere il carico sul rachide e, quindi, il rischio di disturbi muscolo-scheletrici. Al tempo stesso, la dipendenza dell'effetto cinematico dalla strategia motoria individuale e dall'antropometria del soggetto evidenzia l'importanza di una corretta regolazione e adattamento del dispositivo alla taglia dell'operatore, oltre che di un'adeguata fase di addestramento. Infine, la dissociazione riscontrata tra dato percepito e dato misurato indica che le



decisioni di adozione in ambito lavorativo non dovrebbero fondarsi esclusivamente sul feedback soggettivo né sulla sola analisi cinematica, ma sull'integrazione di entrambi con misure oggettive di carico muscolare e metabolico, purtroppo assenti in questo studio.

## 5.4 Limitazioni dello studio

I risultati vanno interpretati alla luce di alcune limitazioni:

- La numerosità estremamente ridotta del campione (tre partecipanti) non consente alcuna analisi statistica e circoscrive i risultati a un livello puramente descrittivo;
- L'assenza di misure dirette di attivazione muscolare (EMG) o metabolica non permette di confermare oggettivamente la riduzione di fatica riferita dai partecipanti, e non consente di escludere un contributo di effetto placebo legato all'aspettativa di beneficio;
- Ciascuna condizione è stata valutata con un'unica prova continua di tre minuti, il che non consente di indagare l'evoluzione della fatica nel tempo né la resistenza sul lungo periodo;
- La task, per quanto ispirata a un'operazione reale, è stata simulata in ambiente controllato e priva del reale feedback di forza della levigatura, con conseguenti limiti di validità ecologica ;
- La componente di rotazione assiale (Z) è risultata soggetta ad artefatti della sequenza di decomposizione di Cardan, come nel valore non fisiologico registrato per la spalla sinistra di P1, e il riposizionamento con offset dei marker applicati sull'esoscheletro (T10, LPSI, RPSI) costituisce un'ulteriore possibile fonte di errore;
- L'ordine delle condizioni non è stato randomizzato (la condizione NoExo ha sempre preceduto la Exo), con possibili effetti di apprendimento o di affaticamento residuo, e la fase di familiarizzazione con il dispositivo è stata limitata, essendo un solo partecipante già esperto nel suo utilizzo.

## 5.5 Conclusioni

Riprendendo la domanda che ha guidato lo studio, se il MATE-XT modifichi la cinematica e la percezione dello sforzo, i risultati indicano una risposta affermativa ma asimmetrica. Sul piano della percezione dello sforzo la risposta è chiara: tutti i partecipanti hanno avvertito una netta riduzione dello sforzo e della fatica con il dispositivo, ne hanno dato un giudizio positivo e si sono detti disposti a utilizzarlo,

senza percepire alcun ostacolo al movimento. Sul piano della cinematica l'effetto esiste ma è selettivo e dipendente dal soggetto: non si riscontra una modifica univoca dell'escursione di spalla, mentre emerge una tendenza coerente alla riduzione dei movimenti compensatori del tronco, ossia a una postura più stabile. L'elemento più solido a favore di un effetto benefico del dispositivo è proprio la convergenza tra questa riduzione dell'escursione del tronco e la minore fatica percepita. Si ricorda tuttavia che, tra i dati di tronco, la componente Y Exo del soggetto P1 presenta un'anomalia di acquisizione che ne limita l'interpretabilità; il dato più affidabile rimane la componente X (flesso-estensione), che mostra una riduzione netta e priva di artefatti. A livello di spalla invece la dissociazione tra dato cinematico e dato percepito, coerente con la letteratura, conferma che ROM e impegno percepito non sono direttamente sovrapponibili in corrispondenza dell'articolazione assistita. Nel complesso, il MATE-XT modifica sia la percezione sia la cinematica, ma con un effetto netto e condiviso sullo sforzo percepito e un effetto più selettivo e individuale sulla cinematica, concentrato nella stabilizzazione del busto. Data la numerosità ridotta del campione e l'assenza di misure oggettive di carico, tali indicazioni vanno intese come preliminari e dovranno essere confermate da studi su campioni più ampi, con strumentazione EMG e metabolica, task a maggiore validità ecologica e ordine delle condizioni randomizzato.

## Capitolo 6

### Appendice A

Una volta completate tutte le acquisizioni in Motive, è necessario esportare i dati in formato .c3d secondo le seguenti convenzioni:

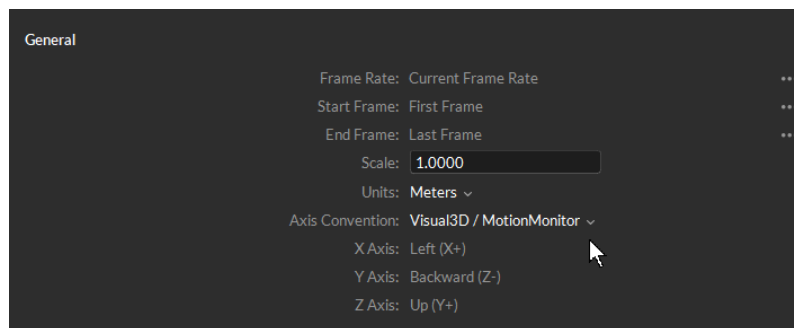


Figura 6.1: Convenzioni di esporto.

A questo punto, all'interno del menù **MODEL** in Visual3D, selezionare la voce "*Hybrid Model from C3DFile*" e inserire il file della prova statica in T-Pose. Per inserire poi la prova dinamica aprire il menù **FILE** → *Open/Add* e inserire il file. Una volta caricati i file, sarà possibile procedere con la costruzione dei segmenti, utilizzando i marker da noi posizionati secondo il protocollo di OptiTrack e costruendo i landmark, ovvero marker virtuali usati come punti di riferimento.

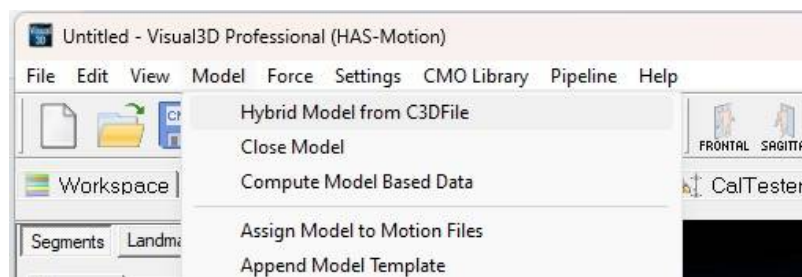


Figura 6.2: Menù di Visual3D.

## 6.1 Creazione del modello

All'interno della sezione Subject Data/metrics, cliccare su "**Add New Item**" e inserire i seguenti parametri:

1. **Height** (m): Altezza del soggetto in metri.
2. **Mass** (kg): Peso del soggetto in kilogrammi.
3. **MarkerRadius** (m): Valore del raggio dei Marker usati dal sistema di Motion Capture (nel nostro caso 7 mm).
4. **L/RShoulderRadius** (m): Misurare le circonferenze delle spalle e calcolare il raggio tramite la formula  $r = c/(3.14*2)$ , attenzione all'unità di misura in metri.
5. **L/RElbowRadius** (m): Misurare i valori dei raggi dei gomiti.
6. **L/RWristRadius** (m): Misurare i valori dei raggi dei polsi.
7. **L/RHandOffset** (m): Distanza tra dorso e palmo della mano (Spessore).

## 6.2 Head Segment

All'interno della sezione **Landmarks**, creare i 4 seguenti punti di riferimento:

1. **Head\_Front** — midpoint between RFHD and LFHD.
2. **Head\_Back** — midpoint between LBHD and RBHD.
3. **Head\_Right** — midpoint between RFHD and RBHD.
4. **Head\_Mid** — midpoint between Head\_Front and Head\_Back

### 6.2.1 Head Landmarks

#### 1. Create Head\_Front

- **Landmark Name:** Head\_Front
- **Starting Point:** RFHD
- **Ending Point:** LFHD
- **AXIAL:** 0.5
- **Check:** *Offset by Percent (1.0 = 100%)*
- **Check:** *Calibration Only Landmark*

**2. Create Head\_Back**

- **Landmark Name:** Head\_Back
- **Starting Point:** RBHD
- **Ending Point:** LBHD
- **AXIAL:** 0.5
- **Check:** *Offset by Percent (1.0 = 100%)*
- **Check:** *Calibration Only Landmark*

**3. Create Head\_Mid**

- **Landmark Name:** Head\_Mid
- **Starting Point:** Head\_Front
- **Ending Point:** Head\_Back
- **AXIAL:** 0.5
- **Check:** *Offset by Percent (1.0 = 100%)*
- **Check:** *Calibration Only Landmark*

**4. Create Head\_Right**

- **Landmark Name:** Head\_Right
- **Starting Point:** RFHD
- **Ending Point:** RBHD
- **AXIAL:** 0.5
- **Check:** *Offset by Percent (1.0 = 100%)*
- **Check:** *Calibration Only Landmark*

## 6.2.2 Head Segment Definition

### 1. Create the Head Segment

- **Proximal Joint – Lateral:** None    **Joint:** Head\_Front    **Medial:** None  
**Radius:**  $0.5 * \text{DISTANCE}(\text{RFHD}, \text{LFHD})$
- **Distal Joint – Lateral:** None    **Joint:** Head\_Back    **Medial:** None  
**Radius:**  $0.5 * \text{DISTANCE}(\text{RBHD}, \text{LBHD})$
- **Extra Target to Define Orientation – Location:** Medial    **Target:** Head\_Right
- **Select Tracking Targets:** LBHD, LFHD, RBHD, RFHD

### 2. Modify the Segment Coordinate System

1. Define the orientation as:
  - **A/P Axis:** +Z
  - **Distal to Proximal:** +Y

### 3. Change the Graphic

**Model File:** head\_c7\_top.v3g

### 4. Rotate/Scale the Graphic Model

1. **Rotation:**
  - Vertical Rotation: 90
  - Horizontal Rotation: 0
  - Clockwise Rotation: 180
2. **Translation:**
  - Left/Right: 0
  - Forward/Backward: 55
  - Up/Down: 40
3. **Scale:**
  - Scale Height: 200
  - Scale Width: 200
  - Scale Depth: 200

Click **Build Model**. Click **Close Tab** before proceeding.

## 6.3 Trunk Segment

Creare i seguenti landmark :

1. **Thorax\_Prox** — midpoint between CLAV and C7.
2. **Thorax\_Dist** — midpoint between STRN and T10.
3. **Thorax\_AP** — midpoint between CLAV and STRN.

### 1. Create Thorax\_Prox

- **Landmark Name:** Thorax\_Prox
- **Starting Point:** CLAV
- **Ending Point:** C7
- **AXIAL:** 0.5
- **Check:** *Offset by Percent (1.0 = 100%)*
- **Check:** *Calibration Only Landmark*

### 2. Create Thorax\_Dist

- **Landmark Name:** Thorax\_Dist
- **Starting Point:** STRN
- **Ending Point:** T10
- **AXIAL:** 0.5
- **Check:** *Offset by Percent (1.0 = 100%)*
- **Check:** *Calibration Only Landmark*

### 3. Create Thorax\_AP

- **Landmark Name:** Thorax\_AP
- **Starting Point:** CLAV
- **Ending Point:** STRN
- **AXIAL:** 0.5
- **Check:** *Offset by Percent (1.0 = 100%)*
- **Check:** *Calibration Only Landmark*

### 6.3.1 Trunk Segment Definition

#### 1. Create the Thorax/Ab Segment

1.
  - **Proximal Joint – Lateral:** None    **Joint:** Thorax\_Prox    **Medial:** None  
**Radius:**  $0.5 * \text{DISTANCE}(\text{RSH0}, \text{LSH0})$
  - **Distal Joint – Lateral:** None    **Joint:** Thorax\_Dist    **Medial:** None  
**Radius:**  $0.5 * \text{DISTANCE}(\text{RSH0}, \text{LSH0})$
  - **Extra Target to Define Orientation – Location:** Anterior  
**Target:** Thorax\_AP
  - **Select Tracking Targets:** C7, CLAV, STRN, T10
  - **Depth (Meters):**  $0.5 * \text{DISTANCE}(\text{C7}, \text{CLAV})$

Click **Build Model**. Click **Close Tab** before proceeding.

#### 2. Change the Graphic

**Model File:** thoraciccerviclewrtlumbar\_z\_up.v3g

#### 3. Scale the Graphic Model

- Scale Height: 120
- Scale Width: 120
- Scale Depth: 120



## 6.4 Upper Arm Segment

Prima di creare i segmenti delle braccia, devono essere creati i 3 seguenti landmark:

1. **L/RSJC** — shoulder joint centre;
2. **L/RWJC** — wrist joint centre;
3. **L/REJC** — elbow joint centre.

### 1. Create LSJC

- **Landmark Name:** LSJC
- **Starting Point:** LSH0
- **Existing Segment:** Thorax/Ab
- **ML:** 0.0    **AP:** 0.0    **AXIAL:**  $-(LShoulderRadius + MarkerRadius)$
- **Do NOT Check:** *Offset by Percent (1.0 = 100%)*
- **Check:** *Calibration Only Landmark*

### 2. Create RSJC

Use the same definitions as the left landmark.

### 3. Create LWJC

- **Landmark Name:** LWJC
- **Starting Point:** LWRA
- **Ending Point:** LWRB
- **AXIAL:** 0.5
- **Check:** *Offset by Percent (1.0 = 100%)*
- **Do NOT Check:** *Calibration Only Landmark*

### 4. Create RWJC

Use the same definitions as the left landmark.

## 5. Create LEJC

- **Landmark Name:** LEJC
- **Starting Point:** LELB
- **Ending Point:** LSJC
- **Lateral Object:** LWJC
- **ML:**  $-(LElbowRadius + MarkerRadius)$     **AP:** 0.0    **AXIAL:** 0.0
- **Do NOT Check:** *Offset by Percent (1.0 = 100%)*
- **Check:** *Calibration Only Landmark*

## 6. Create REJC

Use the same definitions as the left landmark.

### 6.4.1 Upper Arm Segment Definition

#### 1. Create the Left Upper Arm Segment

1.
  - **Proximal Joint – Lateral:** None    **Joint:** LSJC    **Medial:** None  
**Radius:** LShoulderRadius
  - **Distal Joint – Lateral:** None    **Joint:** LEJC    **Medial:** None  
**Radius:** LElbowRadius
  - **Extra Target to Define Orientation – Location:** Lateral    **Target:** LELB
  - **Select Tracking Targets:** LELB, LSHO, LUPA

Click **Build Model**. Click **Close Tab** before proceeding.

#### 2. Create the Right Upper Arm Segment

1. In the **Segments** tab, click *Left Upper Arm* in the list.
2. Click **Copy & Reflect Selected Segment**.

## 6.5 Forearm Segment

### 6.5.1 Forearm Landmarks

#### 1. Create LEJC\_Track

- **Landmark Name:** LEJC\_Track
- **Existing Segment:** Left Upper Arm
- **ML:** 0.0    **AP:** 0.0    **AXIAL:** -1
- **Check:** *Offset by Percent (1.0 = 100%)*
- **Do NOT Check:** *Calibration Only Landmark*

#### 2. Create REJC\_Track

Use the same definitions as the left landmark (with **Right Upper Arm** as the existing segment).

### 6.5.2 Forearm Segment Definition

#### 1. Create the Left Forearm Segment

- **Proximal Joint** — **Lateral:** None    **Joint:** LEJC    **Medial:** None  
**Radius:** LElbowRadius
- **Distal Joint** — **Lateral:** None    **Joint:** LWJC    **Medial:** None  
**Radius:** LWristRadius
- **Extra Target to Define Orientation** — **Location:** Medial    **Target:** LWRB
- **Select Tracking Targets:** LEJC\_Track, LFRA, LWRA, LWRB

Click **Build Model**. Click **Close Tab** before proceeding.

#### 2. Create the Right Forearm Segment

1. In the **Segments** tab, click *Left Forearm* in the list.
2. Click **Copy & Reflect Selected Segment**.

## 6.6 Hand Segment

### 6.6.1 Hand Landmarks

#### 1. Create LHJC

- **Landmark Name:** LHJC
- **Starting Point:** LFIN
- **Ending Point:** LWRA
- **Lateral Object:** LWJC
- **ML:**  $-(LHandOffset + MarkerRadius)$     **AP:** 0.0    **AXIAL:** 0.0
- **Do NOT Check:** *Offset by Percent (1.0 = 100%)*
- **Check:** *Calibration Only Landmark*

#### 2. Create RHJC

Use the same definitions as the left landmark.

### 6.6.2 Hand Segment Definition

#### 1. Create the Left Hand Segment

- **Proximal Joint** — **Lateral:** None    **Joint:** LWJC    **Medial:** None  
**Radius:** LWristRadius
- **Distal Joint** — **Lateral:** None    **Joint:** LHJC    **Medial:** None  
**Radius:** LHandOffset
- **Extra Target to Define Orientation** — **Location:** Medial    **Target:** LWRB
- **Select Tracking Targets:** LFIN, LWRA, LWRB

Click **Build Model**. Click **Close Tab** before proceeding.

#### 2. Create the Right Hand Segment

1. In the **Segments** tab, click *Left Hand* in the list.
2. Click **Copy & Reflect Selected Segment**.

## 6.7 Pelvis Segment

### 6.7.1 Pelvis Segment Definition

#### 1. Create the Pelvis Segment

- Nella scheda **Segments**, selezionare *Pelvis* nella casella *Segment Name*.
- Selezionare **CODA** nella casella *Segment Type*.
- Cliccare sul pulsante **Create Segment**.
- Nella scheda **Pelvis**, inserire i seguenti valori:

#### Define Calibration Targets

- **R.ASIS:** RASI
- **L.ASIS:** LASI
- **R.PSIS:** SCRM
- **L.PSIS:** SCRM

#### Define ASIS Target Radius for Hip Joint Center Offset

- **ASIS Target Radius:** MarkerRadius

#### Select Tracking Targets

- **Tracking Targets:** LASI, LPSI, RASI, RPSI

Click **Build Model**. Click **Close Tab** before proceeding.

The Model should now be complete.

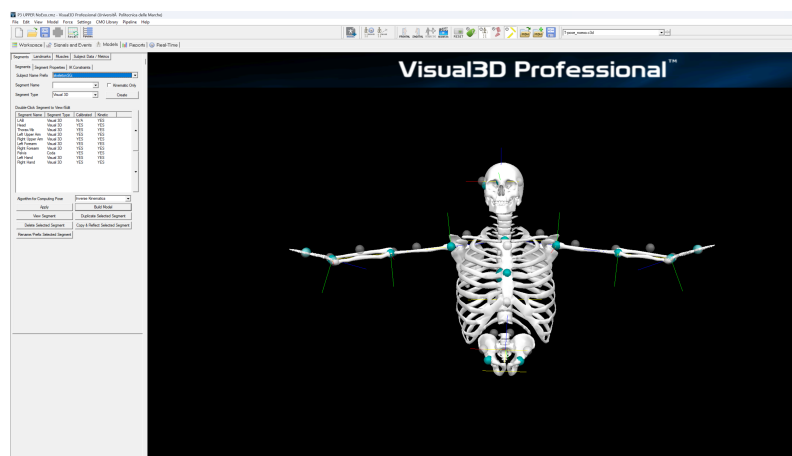


Figura 6.3: Modello Statico Upper body.

## 6.8 Creazione del modello di Inverse Kinematic (IK)

Una volta creato il modello statico sarà possibile collegarlo al rispettivo file di movimento. Dal menù **MODEL** (figura 6.2), selezionare la voce "*Assign Model to Motion Files*", per "linkare" il trial dinamico allo skeleton precedentemente creato. Fatto ciò, seguire i seguenti step:

1. All'interno della **Models tab**, nella sezione **Segments**, selezionare la voce **IK constraints**

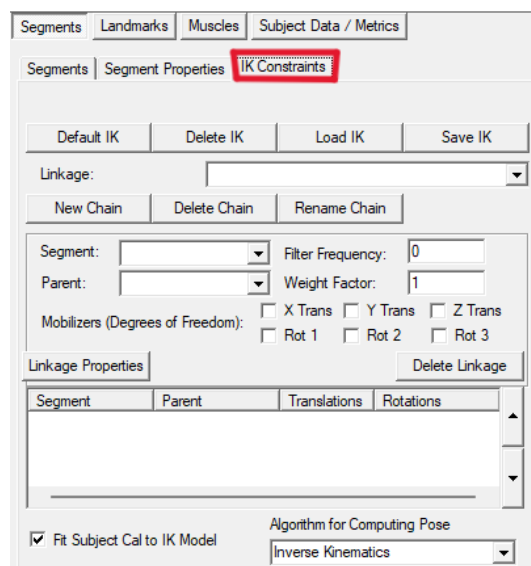


Figura 6.4: Menù IK Constraints.

2. Cliccare sul bottone "**New Chain**".
3. Inserire il nome della catena cinematica in "**Linkage**".
4. Per costruire la catena selezionare il segmento e il *parent segment*, in quanto bisogna stabilire un ordine e seguendo il tutorial di Visual3D, si inizia creando il segmento Pelvis con parent: Lab.

| Segment                | Parent          | DOF                     |
|------------------------|-----------------|-------------------------|
| <i>Pelvis</i>          | LAB             | X/Y/Z Trans + Rot 1/2/3 |
| <i>Thorax</i>          | Pelvis          | Rot 1/2/3               |
| <i>Head</i>            | Thorax          | Rot 1/2/3               |
| <i>Right Upper Arm</i> | Thorax          | Rot 1/2/3               |
| <i>Right Forearm</i>   | Right Upper Arm | Rot 1/2/3               |
| <i>Right Hand</i>      | Right Forearm   | Rot 1/2/3               |
| <i>Left Upper Arm</i>  | Thorax          | Rot 1/2/3               |
| <i>Left Forearm</i>    | Left Upper Arm  | Rot 1/2/3               |
| <i>Left Hand</i>       | Left Forearm    | Rot 1/2/3               |

Tabella 6.1: Esempio di catena usata per questo studio.

### 6.8 Creazione del modello di Inverse Kinematic (IK)

5. Cliccare l'opzione Build the Model per costruire il modello di cinematica inversa, IK Model da cui è possibile estrarre i parametri cinematici. La corretta costruzione del modello viene confermata dal software, che cambia automaticamente il colore dei marker in verde.

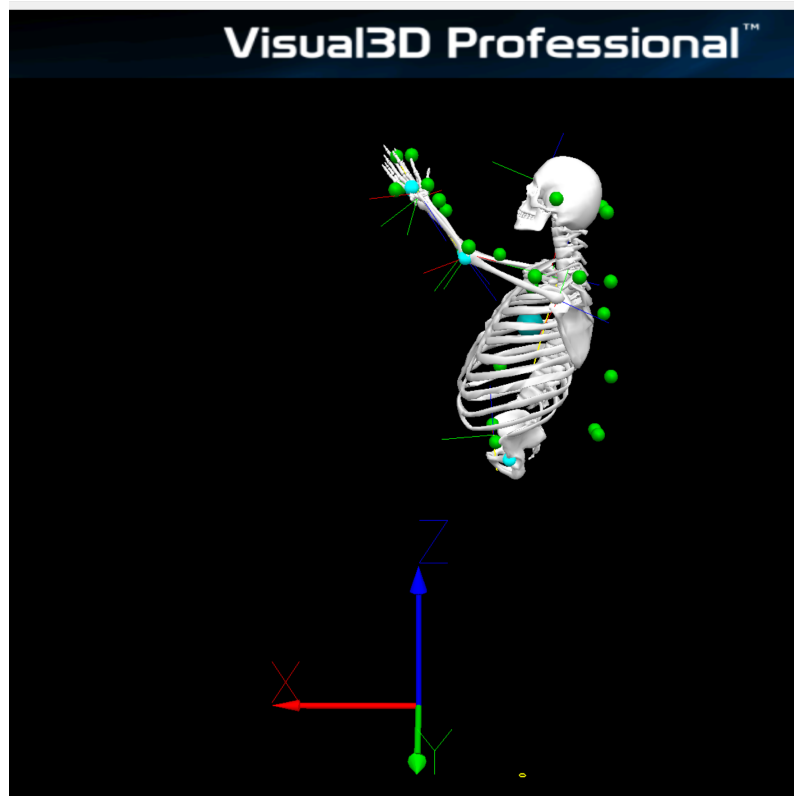


Figura 6.5: Caption





# Bibliografia

- [1] Rachele Sessa and Francesca Trento. Esoscheletri, cosa sono, a cosa servono. <https://www.innovationpost.it/attualita/industria-4-0/esoscheletri-cosa-sono-a-cosa-servono/>, 7 2020. Innovation Post. Ultimo accesso: 20 giugno 2026.
- [2] Antonio Frisoli. Esoscheletri: cosa sono, da dove vengono, applicazioni. <https://www.agendadigitale.eu/industry-4-0/esoscheletri-cosa-sono-da-dove-vengono-applicazioni/>, 3 2022. Agenda Digitale. Ultimo accesso: 20 giugno 2026.
- [3] Orthexo. Che cos'è l'esoscheletro? <http://orthexo.de/it/consulente/che-cose-lesoscheletro/>. Archiviato su Wayback Machine il 22 gennaio 2026. Disponibile su: <https://web.archive.org/web/20260122124427/http://orthexo.de/it/consulente/che-cose-lesoscheletro/>. Ultimo accesso: 20 giugno 2026.
- [4] Redazione Homberger. Esoscheletro industriale: guida ai principali settori di utilizzo. <https://www.homberger.com/news/esoscheletro-guida-ai-principali-settori-di-utilizzo/>, 6 2025. Ultimo accesso: 20 giugno 2026.
- [5] Adobe. Cosa si intende per motion capture e come funziona?, 2026. Consultato il 21 giugno 2026.
- [6] Sungwoo Park, Moon Ki Jung, Kyujung Kim, HyunSeop Lim, JuYoung Yoon, and Dong Jin Hyun. Correlations between biomechanical variables and subjective measures of satisfaction while using a passive upper-limb exoskeleton for overhead tasks in the field. *IEEE Transactions on Human-Machine Systems*, 55(2):176–184, 2025.
- [7] Sander De Bock, Jo Ghillebert, Renée Govaerts, Shirley A Elprama, Uros Marusic, Ben Serrien, An Jacobs, Joost Geeroms, Romain Meeusen, and Kevin De Pauw. Passive shoulder exoskeletons: More effective in the lab than in the field? *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, 29:173–183, 2020.
- [8] Aurélie Moyon, Emilie Poirson, and Jean-François Petiot. Experimental study of the physical impact of a passive exoskeleton on manual sanding operations. *Procedia Cirp*, 70:284–289, 2018.

## Bibliografia

- [9] Thomas Schmalz, Jasmin Schändlinger, Marvin Schuler, Jonas Bornmann, Benjamin Schirrmeister, Andreas Kannenberg, and Michael Ernst. Biomechanical and metabolic effectiveness of an industrial exoskeleton for overhead work. *International journal of environmental research and public health*, 16(23):4792, 2019.
- [10] Bronson B Du, Kumar G Somasundram, Alex Johnston, Philip Bigelow, Mohammad Abdoli-Eramaki, Kenrick H Jordan, Marcus Yung, and Amin Yazdani. Skilled workers’ perspectives on utilizing a passive shoulder exoskeleton in construction. *Applied Sciences*, 14(19):8971, 2024.
- [11] COMAU S.p.A. *Esoscheletro MATE-XT: Manuale d’uso*. COMAU S.p.A., Via Rivalta 30, 10095 Grugliasco (TO), Italia, rel. 1.0 edition, 3 2021. Manuale di istruzioni. Prima release: 03/2021.
- [12] OptiTrack. Optitrack documentation. <https://docs.optitrack.com/>, 2025. NaturalPoint Inc. Ultimo accesso: 20 giugno 2026.
- [13] HAS-Motion Inc. Visual3d overview. [https://wiki.has-motion.com/doku.php?id=visual3d:visual3d\\_overview](https://wiki.has-motion.com/doku.php?id=visual3d:visual3d_overview), 8 2025. Software Documentation Wiki. Ultimo accesso: 20 giugno 2026.
- [14] Team Meloq. Shoulder range of motion norms: A clinical guide. <https://meloqdevices.com/blogs/meloq-updates/shoulder-range-of-motion-norms>, 11 2025. Meloq Devices. Ultimo accesso: 20 giugno 2026.
- [15] Lucinda Hampton, Stacy Schiurring, Jess Bell, Kim Jackson, Diab, Ahmed M, Aminat Abolade, and Ewa Jaraczewska. Range di movimento del tronco. <https://langs.physio-pedia.com/it/trunk-range-of-motion-it/>, 2025. Physiopedia Multilingual. Ultimo accesso: 20 giugno 2026.
- [16] Tadashi Masuda, Akimasa Ishida, Lili Cao, and Sadao Morita. A proposal for a new definition of the axial rotation angle of the shoulder joint. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 18(1):154–159, 2008.
- [17] Armando Coccia, Edda Maria Capodaglio, Federica Amitrano, Vittorio Gabba, Monica Panigazzi, Gaetano Pagano, and Giovanni D’Addio. Biomechanical effects of using a passive exoskeleton for the upper limb in industrial manufacturing activities: A pilot study. *Sensors*, 24(5):1445, 2024.
- [18] V Kopp, M Holl, M Schalk, U Daub, E Bances, B García, et al. Exoworkathlon: a prospective study approach for the evaluation of industrial exoskeletons. *wearable technol* 3. 2022.

- [19] Martin Röhrich, Eva Abramuszkínová Pavliková, Jitka Meňházová, Anastasia Traka, and Petros A Tsioras. Ergonomic feasibility assessment of passive exoskeleton use in simulated forestry tasks. *Forests*, 17(3):332, 2026.
- [20] Hardik Vora, Fatemeh Davoudi Kakhki, and Armin Moghadam. Evaluating impact of occupational exoskeletons on physical fatigue using wearable sensors and deep learning. *The International Journal of Advanced Manufacturing Technology*, pages 1–17, 2026.



# Ringraziamenti

Ringrazio mia madre e mio padre che mi supportano e mi sopportano, che non mi hanno mai fatto mancare niente e che mi hanno insegnato tutto ciò che so.

Ringrazio Paolo, Filippo, Giovanni, Andrea, Francesco e Luca, i compagni con cui ho condiviso questi anni all'università, per esserci sempre stati sia nei momenti belli che in quelli più difficili.

Infine, ringrazio Alessandro, Davide, Enrico e Mattia, siete quanto di più vicino io abbia a dei fratelli e cerco sempre di fare tesoro delle vostre qualità migliori. Non so cosa la vita abbia in serbo per noi, ma spero che, qualunque strada prenderemo, riusciremo sempre a trovare il modo di rincontrarci.

*Ancona, 17 Luglio 2026*

Simone Gardoni