



**Politecnico
di Torino**

Politecnico di Torino

Collegio di Ingegneria Biomedica

Corso di laurea magistrale in biomeccanica

A.A. 2024/2025

Sessione di laurea marzo 2025

Validazione sperimentale di un prototipo di esoscheletro passivo basato su muscoli di McKibben per uso industriale

Relatori:	Candidato:
Dr. Carlo De Benedictis Dr.ssa Maria Paterna Prof. Carlo Ferraresi	Alberto Monno

Sommario

Introduzione	1
CAPITOLO 1: Esoscheletri e tecniche di validazione sperimentale	3
1.1 Definizioni e sviluppo storico-tecnologico.....	3
1.2 Applicazione in ambito industriale.....	6
1.3 Stato dell'arte.....	8
1.3.1 Airframe.....	9
1.3.2 MATE	10
1.3.3 Skelex.....	11
1.3.4 ShoulderX.....	11
1.3.5 PAEXO	12
1.3.6 Ekso EVO	13
1.3.7 X-Rise	14
1.3.8 EXOARMS.....	15
1.3.9 EXO 01	15
1.3.8. SHIVA	16
1.3.9 OmniSuit.....	17
1.4 Normativa vigente nazionale, comunitaria, internazionale	19
1.5 Cenni di anatomia.....	20
1.6 Tecniche di valutazione esoscheletri	24
1.7 Obbiettivo della tesi.....	25
Capitolo 2: Materiali e metodi	27
2.1 Descrizione tecnica esoscheletro	27
2.1.1 Sistema di generazione dell'azione di supporto.....	28
2.1.2 Catena cinematica	30
2.1.2 Modifiche strutturali apportate	36
2.1.3 Destinazione d'uso	39
2.2 Prove sperimentali preliminari	39
2.3 Sistemi di acquisizione dati	40
2.3.1 Sistemi di prelievo EMG	40
2.3.2 Pedana dinamometrica	45
2.3.4 Sistema optoelettronico.....	46

2.3 Algoritmi e software utilizzati.....	47
2.3.1 VICON.....	47
2.3.2 MATLAB.....	49
Capitolo 3: Sviluppo del protocollo sperimentale.....	51
3.1 Prima sessione preliminare: cinematica	51
3.1.1 Obiettivi	51
3.1.2 Metodi.....	51
3.1.3. Risultati e commenti	55
3.2 Seconda Prova preliminare: EMG	56
3.2.1 Obiettivi	56
3.2.2 Metodi.....	56
3.2.3 Risultati e commenti	59
3.3 Terza prova preliminare: definizione protocollo ed aggiornamenti	62
3.4 Progettazione della prova di precisione	67
Capitolo 4: Prove sperimentali e analisi dei dati.....	71
4.1 Protocollo sperimentale	71
4.1.1 Campione	71
4.1.2 Linee guida per le prove	71
4.2 Risultati provenienti dalla letteratura	79
4.3 Risultati.....	80
4.3.1 Fatica muscolare.....	82
4.3.2 Equilibrio posturale.....	97
4.3.3 Movimenti relativi esoscheletro-torso	101
4.3.4 Valutazioni qualitative (prove di precisione).....	108
Capitolo 5: conclusioni.....	115
Prove statiche	115
Prove dinamiche.....	115
Prove di precisione.....	116
5.1 Limitazioni sperimentali.....	116
5.2 Sviluppi futuri e possibili aggiornamenti del protocollo	117
Ringraziamenti	118
Riferimenti bibliografici e sitografici.....	119

Indice delle figure

Figura 1.1 Illustrazione del marchingegno nel brevetto di Nicholas Yagn.....	4
Figura 1.2 Esoscheletro Hardiman [1]	4
Figura 1.3 Primo modello, fonte: [5]	4
Figura 1.4 Secondo modello, fonte: [5]	4
Figura 1.5 BLEEX (Fonte: Wikipedia).....	5
Figura 1.6 HULC (Fonte: Pinterest).....	5
Figura 1.7 HAL 3 (Fonte: Pinterest)	6
Figura 1.8 illustrazioni del Personal Lifting Augmentation Device (Immagine modificata, Fonte: [12]).....	7
Figura 1.9 EksoVest indossato da un lavoratore Ford (Fonte: [14]).....	8
Figura 1.10 Chairless Chair “attivata” (Fonte: Exoskeleton Report).....	8
Figura 1.11 Levitate Airframe (Fonte: Levitate technology, Inc).....	9
Figura 1.12 MATE (Comau) (Fonte: Exoskeleton report).....	10
Figura 1.13 Skelex 360 (Fonte: Exoskeleton Report)	11
Figura 1.14 ShoulderX (Fonte: Exoskeleton Report)	12
Figura 1.15 PAEXO (Fonte: Exoskeleton Report)	13
Figura 1.16 Ekso EVO (Fonte: Eksobionics).....	14
Figura 1.17 X-Rise (Fonte: Vostok Servis).....	14
Figura 1.18 EXOARMS (Fonte: Cyber Human Systems)	15
Figura 1.19 EXO 01 (Fonte: Hilti).....	16
Figura 1.20 SHIVA (Fonte: Exoskeleton Report).....	16
Figura 1.21 Auxivo Omnisuit (Fonte: Exoskeleton Report).....	17
Figura 1.22 Schema di classificazione (Fonte: file UNI/TR 11950:2024)	20
Figura 1.23 Anatomia articolare spalla (Fonte: absoluteinjury.com)	21
Figura 1.24 Immagini illustrative dei gradi di libertà del complesso muscolo-scheletrico della spalla, A) flesso-estensione, B) abduzione/adduzione frontale, C) abduzione/adduzione orizzontale, D) Rotazione interna/esterna (Fonte:[47]).....	22
Figura 1.25 Atlante muscolare della spalla, con vista anteriore e posteriore (Fonte: Musculoskeletal Key).....	23
Figura 2.1 Immagini esoscheletro, a) esoscheletro, b) vista laterale del braccio, c) vista posteriore, d) imbragatura	27
Figura 2.2 DMSP-10 FESTO	28
Figura 2.3 Curve relative alla forza generata dal P.A.M. DMSP-10 FESTO	29
Figura 2.4 Illustrazione 3D del percorso del cavo di trasmissione, 1) passaggio bracciale-spallina (elemento blu), 2) filo in tensione lungo la porzione laterale della schiena, 3) punto di rinvio, 4) connessione punto di rinvio-estremità libera del P.A.M.	30
Figura 2.5 Flesso-estensione del braccio esoscheletrico in grigio i profili delle configurazioni a diversi angoli (-15°, 0°, 15°, 30°, 45°). I cerchi rappresentano il minimo ed il massimo braccio di forza. In blu, la spallina.	31
Figura 2.6 Modello 3D del meccanismo di flesso-estensione, 1) puntone in alluminio, 2) Asse di rotazione (vista laterale)	32
Figura 2.7 Foto indicativa del meccanismo di flesso-estensione dell’esoscheletro, in evidenza il tendifilo celeste, analogamente alla Fig. 2.6 1) è il puntone in alluminio e 2) è il giunto che consente la flesso-estensione.....	32

Figura 2.8 Modello 3D del meccanismo di abduzione/adduzione orizzontale dell'esoscheletro, 1) asse di rotazione dell'esoscheletro, 2) perno verticale, 3) barra di ferro, in arancione l'asse di rotazione per la flessione-estensione.	33
Figura 2.9 Foto indicativa del meccanismo di abduzione/adduzione orizzontale, i punti 1), 2) e 3) corrispondono a quelli della Fig. 2.8, in giallo l'asse di rotazione per la flessione-estensione.	34
Figura 2.10 Illustrazione 3D dei punti di rinvio e della connessione con i P.A.M.	35
Figura 2.11 Foto illustrativa, riferita a Fig. 2.10, il componente nero in plastica sotto la fascia azzurra e le aste telescopiche la fascia lombare appartenente alle cinghie della cintura lombare.	35
Figura 2.12 Confronto fra le dimensioni del precedente modello (in verde acqua) ed il corrente modello di bracciale (in blu). Il diametro interno e l'altezza del punto di inserzione sono le modifiche più rilevanti che sono state apportate.	36
Figura 2.13 Momento generato dal muscolo di McKibben in funzione dell'angolo di elevazione dell'arto; ogni curva rappresenta una differente pressione di carico, mentre quelle nere rappresentano i momenti gravitazionali aggiuntivi (oggetti di 1 o 2 kg).	37
Figura 2.14 Grafico riferito al nuovo modello di bracciale	38
Figura 2.15 Curva pari alla differenza di coppia con i due modelli diversi di bracciale	38
Figura 2.16 Posizionamento degli elettrodi per il deltoide mediale [34]. In giallo la zona di applicazione.	41
Figura 2.17 Posizionamento degli elettrodi per il deltoide mediale [34]. La croce è la zona di applicazione.	42
Figura 2.18 Posizionamento degli elettrodi per il bicipite brachiale [34]. In giallo la zona di applicazione.	42
Figura 2.18 Posizionamento degli elettrodi per il tricipite brachiale [34]. In giallo la zona di applicazione.	43
Figura 2.19 Immagine presa dalle precedenti prove sperimentali sul prototipo (gran dorsale) [32].	43
Figura 2.20 Immagine ricavata dal paper consultato per il posizionamento degli elettrodi sul gran pettorale. [36].	44
Figura 2.21 Posizionamento degli elettrodi per il deltoide posteriore. [33].	44
Figura 2.22 Posizionamento degli elettrodi per l'ileocostale [34]. La croce gialla è la zona di applicazione.	45
Figura 2.23 Posizionamento degli elettrodi per il lunghissimo [34]. La croce gialla è la zona di applicazione.	45
Figura 2.24 AMTI OR6-7 (Fonte: sito web AMTI).	46
Figura 2.25 Modello di Active Wand (Fonte: VICON Active Wand v2 Nir-Electronic motion capture Calibration Device User Guide)	46
Figura 2.26 Posizione a "motocicletta" utilizzata per la calibrazione statica (Fonte: Vicon Nexus user Guide)	48
Figura 2.27 Visualizzazione della Quality tab (Fonte: Vicon Nexus user Guide)	48
Figura 3.1 Protocollo marker PiG, i marker rossi cerchiati sono quelli utilizzati nella prova preliminare, quelli rossi non cerchiati sono marker aggiuntivi.	52
Figura 3.2 funzione CHORD su un set di marker articolari di arto inferiore (LKJC indica il centro del ginocchio sinistro, LANK il marker laterale della caviglia) (Fonte: Vicon Plug-in Gait Reference Guide)	53
Figura 3.3 Grafici degli angoli articolari della spalla durante la prova cinematica	56

Figura 3.4 Immagine ricavata dal paper consultato per il posizionamento degli elettrodi per il serrato anteriore [38]	57
Figura 3.5 Immagine ricavata dal paper consultato per il posizionamento degli elettrodi per l'elevatore della scapola [40]	58
Figura 3.6 Presenza degli artefatti ECG, nei primi 2 s di inattività (flesso-estensione del gran pettorale).....	59
Figura 3.7 Confronto fra i segnali originali del Gran Pettorale (in blu) e quelli filtrati mediante l'algoritmo apposito. Gli spike rappresentano le onde R del segnale ECG interferente	60
Figura 3.8 Inviluppi dei segnali EMG durante l'abduzione orizzontale.	60
Figura 3.9 Fatigue plot dei valori di ARV normalizzati alla prima epoca (prova dinamica)..	61
Figura 3.10 Fatigue plot dei valori di frequenza media (prova dinamica)	61
Figura 3.11 Fatigue plot dei valori di frequenza mediana (prova dinamica)	62
Figura 3.12 Schema di posizionamento dei 3 marker del telaio posteriore	64
Figura 3.13 Foto illustrativa dei marker sul telaio posteriore	64
Figura 3.14 Schema di posizionamento degli 8 marker per l'articolazione della spalla.....	66
Figura 3.15 Foto illustrativa del posizionamento dei marker	66
Figura 3.16 Traiettoria marker RWRB nel tempo, prova dinamica (EXO).....	67
Figura 3.17 Modello 3D della struttura.....	68
Figura 3.18 Sistema di fissaggio dei tubolari, in nero la guida in plastica	69
Figura 3.19 Piastre angolari dei tubolari	69
Figura 3.20 Cavi elettrici montati sul pannello, e connessi a dei mammut	70
Figura 4.1 Foto illustrative dell'imbragature anteriori (a sinistra) e posteriori (a destra).....	73
Figura 4.2 Esempio di prova statica su un soggetto.....	74
Figura 4.3 Esempio di prova dinamica su un soggetto	75
Figura 4.4 Esempio di prova di precisione su un soggetto	76
Figura 4.5 Posizione iniziale delle prove di precisione.....	76
Figura 4.6 Esempio di domande relative alle sei scale (Fonte: [44]).....	77
Figura 4.7 Tabella indicativa della scala CR 10 RPE (Fonte: thefittutor.com)	78
Figura 4.8 Movimenti di abduzione/adduzione orizzontale della spalla durante la prova EXO statica (soggetto #7)	83
Figura 4.9 Fatigue plot ARV del soggetto #5, prova statica (in rosso le curve EXO, in blu quelle NO EXO).....	83
Figura 4.10 Fatigue plot della frequenza media nel soggetto #6 (in rosso le curve EXO, in blu quelle NO EXO).....	84
Figura 4.11 Fatigue plot frequenza media del muscolo BB nei vari soggetti (in rosso le curve EXO, in blu quelle NO EXO)	85
Figura 4.12 Fatigue plot della frequenza media nel soggetto #2 (in rosso le curve EXO, in blu quelle NO EXO).....	86
Figura 4.13 Fatigue plot della frequenza media nel soggetto #8 (in rosso le curve EXO, in blu quelle NO EXO).....	86
Figura 4.14 Fatigue plot ARV, soggetto #8 (in rosso le curve EXO, in blu le NO EXO).....	88
Figura 4.15 Fatigue plot muscolo gran pettorale sul campione (in rosso le curve EXO, in blu le curve NO EXO).....	89
Figura 4.16 Inviluppi ileocostale del soggetto #3 (prova dinamica NO EXO).....	90
Figura 4.17 Fatigue plot frequenza media durante le prove dinamiche, soggetto #8 (in rosso le curve EXO, in blu quelle NO EXO).....	91

Figura 4.18 Fatigue plot frequenza mediana sui vari soggetti (in rosso le curve EXO, in blu quelle No EXO).....	92
Figura 4.19 PSD dell'intero segnale del BB in condizione EXO, in rosso è evidenziata la frequenza mediana anomala	92
Figura 4.20 Fatigue plot frequenze mediane del soggetto #8 (in rosso le curve EXO, in blu quelle NO EXO).....	93
Figura 4.21 Istogrammi con i tempi di esecuzione dei task di precisione (espressa in s) per ogni membro del campione, in blu i tempi delle prove NO EXO ed in arancione i tempi delle prove EXO.....	93
Figura 4.22 Capo leggermente retroflesso dal soggetto durante la prova di precisione	95
Figura 4.23 Fatigue plot delle frequenze mediane fra i vari soggetti, nel primo è possibile osservare l'anomalia (in rosso le curve EXO, in blue quelle NO EXO).....	96
Figura 4.24 Anomalia nella stima spettrale del segnale EMG del bicipite (soggetto #1).....	96
Figura 4.25 Statokinesiogramma del soggetto #5 nelle due modalità	97
Figura 4.26 Confronto fra i grafici riferiti alla traiettoria del marker RWRST (a sinistra) e della variazione del CoP nel tempo	98
Figura 4.27 Confronto fra le due configurazioni della variazione del CoP nei soggetti #7....	98
Figura 4.28 Statokinesiogramma del soggetto #8 nelle due modalità. In ciano i punti appartenenti ai secondi di stasi, in verde i punti medi delle ripetizioni	99
Figura 4.29 "Quadrilateri" descritti dal marker RWRST nelle prove dinamiche, soggetto #2	100
Figura 4.30 Variazione del CoP nella direzione X (sottraendo il valor medio), nel soggetto #7, a sx la prova EXO e a dx la prova NO EXO.....	101
Figura 4.31 Scostamenti angolari EXO, soggetto #7, in rosso le linee corrispondenti alla media ed alla doppia deviazione standard (indicativo del range di valori).....	102
Figura 4.32 ROM angolare del soggetto #5 durante la prova dinamiche EXO	103
Figura 4.33 Spostamenti angolari del soggetto #4, in rosse le linee che delimitano nel tempo le ripetizioni.....	105
Figura 4.34 Spostamenti relativi EXO-torso lungo l'asse X, nel soggetto #4 (sinistra) e #6 (destra).....	106
Figura 4.35 Traiettoria coordinata Z del marker RWRST, soggetto #3.....	106
Figura 4.36 Distanza EXO-torso in direzione X, soggetto #2	108
Figura 4.37 Grafico radar dei punteggi del questionario, soggetto #1	109
Figura 4.38 Grafico radar dei punteggi del questionario, soggetto #2.....	110
Figura 4.39 Grafico radar dei punteggi del questionario, soggetto #3.....	110
Figura 4.40 Grafico radar dei punteggi del questionario, soggetto #4.....	111
Figura 4.41 Grafico radar dei punteggi del questionario, soggetto #5.....	112
Figura 4.42 Grafico radar dei punteggi del questionario, soggetto #6.....	113
Figura 4.43 Grafico radar dei punteggi del questionario, soggetto #7.....	113
Figura 4.44 Grafico radar dei punteggi del questionario, soggetto #8.....	114

Indice delle tabelle

Tabella 1.1 Tabella riassuntiva descrittiva dell'efficacia degli esoscheletri passivi per arti superiori.....	18
Tabella 1.2 Tabella riassuntiva della cinematica della spalla	22
Tabella 1.3 Tabella riassuntiva della cinematica articolare legata alla funzione biomeccanica muscolare	23
Tabella 2.1 Tabella illustrativa dei muscoli della spalla	40
Tabella 2.2 Tabella per l'applicazione degli elettrodi (muscoli del tronco ed arti superiori) .	41
Tabella 2.3 Tabella per l'applicazione degli elettrodi (erettori spinali)	45
Tabella 3.1 Direzioni terne geometriche dei S.d.R. locali anatomici.....	54
Tabella 3.2 Descrizione biomeccanica dei muscoli scapolari SA e LS	57
Tabella 3.3 Schematizzazione per il posizionamento degli elettrodi di SA e LS	57
Tabella 3.4 Orientamento delle terne ortogonali del S.d.R. relativo al back frame	63
Tabella 3.5 Orientamento terne ortogonali dei S.d.R. relativi all'esoscheletro	65
Tabella 4.1 Ordine di esecuzione delle prove dei soggetti.....	79
Tabella 4.2 Tabella dati scarti riassuntiva dei risultati ottenuti dal paper [45]	79
Tabella 4.3 Variazioni ARV percentuali, prova statica (in rosso gli outlier del campione) ...	82
Tabella 4.4 Variazioni frequenza media percentuali, prova statica (in rosso gli outlier del campione)	84
Tabella 4.5 Variazioni frequenza mediana percentuali, prova statica (in rosso gli outlier del campione)	85
Tabella 4.6 Variazioni ARV percentuali, prova dinamica (in rosso gli outlier del campione)	87
Tabella 4.7 Durate prove dinamiche (a parità di ripetizioni), esclusi i secondi di inattività...	89
Tabella 4.8 Variazioni frequenza media percentuali, prova dinamica (in rosso gli outlier del campione)	90
Tabella 4.9 Variazioni frequenza mediana percentuali, prova dinamica (in rosso gli outlier del campione)	91
Tabella 4.10 Variazioni ARV percentuali, prova di precisione (in rosso gli outlier del campione)	94
Tabella 4.11 Variazioni frequenza media percentuali, prova di precisione (in rosso gli outlier del campione)	94
Tabella 4.12 Variazioni frequenza mediana percentuali, prova di precisione (in rosso gli outlier del campione).....	95
Tabella 4.13 Variazione percentuale dell'area dell'ellisse sui soggetti	97
Tabella 4.14 Tabella valori aree delle ellissi di confidenza, prove dinamiche.....	99
Tabella 4.15 Tabella dati traiettorie massime descritte durante le ripetizioni, in evidenza i partecipanti aventi scarti percentuali relativi maggiori nella tabella 4.15.....	100
Tabella 4.16 Tabella valori scostamenti angolari EXO-torso, valori medi e deviazioni standard	101
Tabella 4.17 Tabella valori distanze EXO-torso, valori medi e deviazioni standard, prove statiche.....	103
Tabella 4.18 ROM angolare dell'esoscheletro esplorato dal campione durante le prove dinamiche	104

Tabella 4.19 Tabella valori scostamenti EXO-torso, valori medi e deviazioni standard, prove dinamiche	104
Tabella 4.20 Tabella distanze EXO-torso, valori medi e deviazioni standard, prove dinamiche	105
Tabella 4.21 Tabella valori scostamenti angolari EXO-torso, valori medi e deviazioni standard, prove di precisione.....	107
Tabella 4.22 Tabella valori distanze EXO-torso, valori medi e deviazioni standard, prove di precisione	107
Tabella 4.23 Scarti dei punteggi dei questionari (no scala performance)	114

Abstract

Il lavoro di tesi verte sulla realizzazione ed applicazione di un protocollo sperimentale per la validazione di un prototipo di esoscheletro passivo per arti superiori, destinato ad un uso industriale.

Questo dispositivo custom è caratterizzato da un sistema originale per la generazione dell'azione di supporto a livello delle spalle, basato su una coppia di muscoli artificiali pneumatici denominati "di McKibben", impiegati in modo simile ad elementi passivi elastici.

La forza sviluppata da ogni muscolo è trasmessa all'arto superiore mediante un cavo, la cui traiettoria è vincolata da opportuni punti di rinvio e da un elemento rigido posto in corrispondenza del giunto di spalla, il cui profilo è progettato per adattare la caratteristica forza-contrazione del muscolo artificiale alla coppia richiesta per il sostegno dell'arto. Grazie a opportuni giunti integrati nell'architettura del sistema, ai bracci esoscheletrici sono consentiti dei range angolari di 30° in abduzione/adduzione orizzontale e di 45° in flessione-estensione (partire dalla condizione con braccio teso, in posizione orizzontale).

Il protocollo sperimentale, testato su un campione di otto soggetti, è costituito da 3 tipologie di prove: una prova "statica", una prova "dinamica" ed infine una prova detta "di precisione", atta a simulare un tipo di mansione lavorativa detta "overhead" (ovvero da svolgere con gli arti sollevati al di sopra del capo). Ai fini della valutazione delle prestazioni dell'esoscheletro, ogni test è stato eseguito con e senza l'ausilio del dispositivo indossabile.

Per la raccolta dei dati necessari, ci si è avvalsi di un sistema di prelievo di segnale EMG di superficie, un sistema optoelettronico di motion analysis ed una pedana dinamometrica. Mediante la strumentazione di laboratorio, è stato possibile effettuare delle analisi inerenti al fenomeno di affaticamento dei muscoli del busto, degli arti superiori e della zona lombare.

Obiettivi dello studio sono state anche la valutazione della mobilità tra esoscheletro e utilizzatore, e l'analisi dell'impatto sull'equilibrio posturale del dispositivo.

Nelle prove statiche, il supporto dell'esoscheletro ha permesso una riduzione dell'attività mioelettrica sui muscoli reclutati nel braccio teso (le porzioni anteriore e posteriore del deltoide ed il bicipite brachiale), in termini sia di intensità del segnale sia di frequenza. Nelle prove dinamiche l'azione di sostegno esoscheletrica è stata mediamente inferiore al caso precedente, coinvolgendo soprattutto l'insieme muscolare reclutato per i movimenti di abduzione/adduzione orizzontale e di flessione-estensione del braccio (ovvero deltoide e gran pettorale). Nelle prove di precisione si è registrata un'alta variabilità dei dati, dovuta alle diverse strategie utilizzate dai soggetti nell'esecuzione del task, che ha impedito di stabilire in modo esauriente ed univoco l'efficacia del dispositivo sui singoli muscoli. In quasi tutte le prove sperimentali, si è osservato che la redistribuzione dei carichi gravitazionali ed il peso dell'esoscheletro hanno acuito il fenomeno di fatica sui muscoli erettori spinali (nella zona lombare). L'esoscheletro è risultato particolarmente sensibile ai movimenti delle braccia nella prova di precisione (con scostamenti superiori alle dimensioni di un marker passivo, ovvero 14 mm)

Introduzione

Secondo i dati forniti dall'INAIL [1], nel 2017 il 65,7% delle malattie ed infortuni occupazionali registrati sono malattie muscoloscheletriche.

Nel dettaglio, il 51,0% dei casi rientrano nella categoria dei danni ai tessuti molli (M60-M79), il 43,6% nella categoria delle dorsopatie (M40-M54), mentre il restante 5,4% appartiene a quella delle artropatie (M00-M25).

Le quattro patologie maggiormente riscontrate sono:

1. Disturbi ai dischi intervertebrali (ernie), pari al 20,9% dei casi totali;
2. Sindrome della cuffia dei rotatori, pari al 20,1% dei casi totali;
3. Radicolopatia lombare (detta anche "sciatica"), pari al 13,4% dei casi totali;
4. Dislocazione della spalla, pari al 10,5% dei casi totali;

Si è assistito ad un incremento dal 65,63% del 2018 al 69,17% del 2022 come cause di infortunio sul lavoro in Italia [2].

Tali disturbi possono scaturire a loro volta da ulteriori comorbidità legate al sistema cardiovascolare e nervoso, oppure ad un aggravarsi della salute mentale dei lavoratori. A livello lavorativo, sono naturalmente da considerare eventuali assenze provocate da queste malattie, e nei casi peggiori delle invalidità.

Questa problematica, dunque, pone delle importanti questioni non solo dal punto di vista etico e sanitario, ma anche economico e produttivo.

Enti nazionali (come l'Istituto Nazionale per le Assicurazioni con gli Infortuni sul Lavoro in Italia) e internazionali come l'Agenzia per la salute e la sicurezza sul lavoro europea e l'americana OSHA si occupano del monitoraggio di questi fenomeni e della regolamentazione per attuare soluzioni efficaci.

Una fra queste, che verrà approfondita in questo lavoro di tesi, riguarda l'utilizzo di tecnologie specifiche per l'ambiente lavorativo, ovvero gli esoscheletri per arti superiori.

Tuttavia, in alcuni documenti, sorgono delle perplessità, seppure in parte speculative, legate all'accettabilità di questi dispositivi di protezione personale da parte dei lavoratori e di possibili rischi dovuti all'utilizzo prolungato degli esoscheletri. Alcuni esempi sono dovuti all'irritazione cutanea durante l'equipaggiamento, ad un progressivo indebolimento muscolare dovuto all'azione vicariale dell'esoscheletro oppure ad eventuali sforzi vascolari indotti dal peso della struttura. [3]

CAPITOLO 1: Esoscheletri e tecniche di validazione sperimentale

1.1 Definizioni e sviluppo storico-tecnologico

Si definisce comunemente “esoscheletro” un dispositivo meccanico o mecatronico indossabile atto al sostegno ed all’ampliamento di movimenti, forza e resistenza fisica. Quando il loro funzionamento è dovuto ad elementi elastici (ad esempio delle molle) per contrastare la coppia gravitazionale gli esoscheletri si dicono “passivi”; altrimenti quando vi sono attuatori elettrici, pneumatici oppure idraulici alimentati da qualche forma di energia che guidano i movimenti articolari essi sono detti “attivi”. Le due principali finalità d’uso di queste tecnologie sono il potenziamento fisico (tendenzialmente nell’ambito militare ed occupazionale) oppure il recupero funzionale (in ambito medico).

Questi dispositivi supportano gli arti (inferiori e/o superiori), il dorso o il bacino; possono includere diversi segmenti corporei oppure delle singole articolazioni (come gli esoscheletri per caviglie e per bacino).

I materiali impiegati per la realizzazione di questi dispositivi sono prevalentemente rigidi, come leghe metalliche leggere e polimeri; ciò consente un’ulteriore funzione, di notevole importanza specialmente in ambito clinico, ovvero sostegno ortesico dell’arto o della porzione corporea durante le attività.

Recentemente si stanno sviluppando degli esoscheletri “soft”, costituiti da fibre sintetiche in grado di attuare delle forze riducendo allo stesso tempo ingombro e peso della struttura.

La prima rappresentazione di un vero e proprio esoscheletro risale ad un’illustrazione dell’ingegnere ed inventore russo Nicholas Yagn, che consiste in un dispositivo passivo per gli arti inferiori dotato di cinghie, elementi elastici ed un serbatoio pneumatico a gas (Figura 1.1).

Nonostante ciò, il dispositivo più comunemente conosciuto come il primo esoscheletro (attivo) è il prototipo Hardiman, ideato dalla General Electric nel 1965, subito scartato a causa dell’elevato ingombro e delle forze esercitate elevate, che potevano risultare persino pericolose per l’utilizzatore (Figura 1.2) [4].

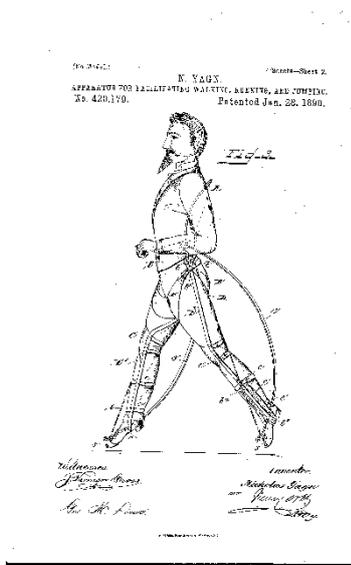


Figura 1.1 Illustrazione del marchingegno nel brevetto di Nicholas Yagn



Figura 1.2 Esoscheletro Hardiman [1]

Fra il 1969 ed il 1978, nell'istituto "Mihajlo Pupin" di Belgrado furono creati due esoscheletri per arti inferiori dal design non dissimile dai modelli odierni [5] ; il primo (testato nel 1972) era un dispositivo semiattivo, attuato da cilindri pneumatici (per la flessione-estensione del ginocchio e dell'anca) ma controllato elettronicamente grazie a dei sensori posti su delle ortesi plantari per il rilevamento delle reazioni al terreno (in termini di modulo e di posizione) (Figura 1.3). Il secondo (testato nel 1974) è uno dei primi esoscheletri attuati da motori elettromeccanici, dotato anche di un corsetto ortopedico non rigido (adatto ai pazienti distrofici) (Figura 1.4).

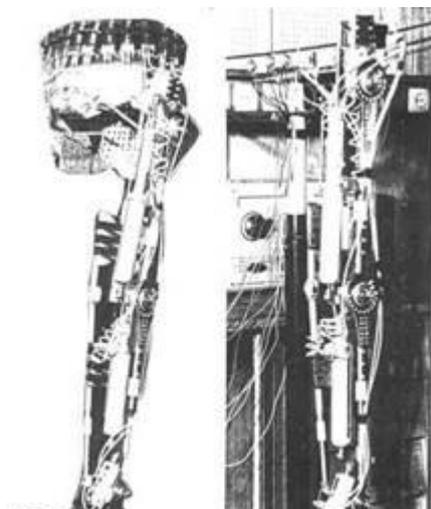


Figura 1.3 Primo modello, fonte: [5]



Figura 1.4 Secondo modello, fonte: [5]

Alla fine del XX secolo e all'inizio del XXI secolo, furono realizzati i primi esoscheletri attivi completi corrispettivamente in Giappone l'azienda Cyberdyne sviluppò il primo modello di HAL nel 1997, destinato prevalentemente ad uso sanitario, mentre in America nei laboratori dell'Università di Berkley (California) gli esoscheletri BLEEX e HULC vennero pensati per un contesto bellico. Entrambe queste tecnologie utilizzano cilindri idraulici e sono dotati di un telaio in titanio, resistente e relativamente leggero, adatto al contesto militare oppure come supporto tecnologico ai soccorritori (Figura 1.6).

L'esoscheletro Berkley Lower Extermities EXoskeleton (BLEEX) [6] delle prime generazioni possiede un algoritmo di controllo abbastanza complesso che gestiva i movimenti del dispositivo sinergicamente a quelli dell'utente senza l'uso di alcun sensore, mentre nel modello HULC (Human Ultra Load Carrier) [7], al contrario, questi sono posizionati fra il piede dell'utente ed un supporto rigido (Figura 1.5).



Figura 1.5 BLEEX (Fonte: Wikipedia)



Figura 1.6 HULC (Fonte: Pinterest)

Il prototipo HAL (Hybrid Assistive Limb) 3 [8] per soli arti inferiori (modello precedente del HAL 5 completo) utilizza dei sensori EMG con elettrodi sovra-cutanei per registrare l'attività muscolare ed azionare consecutivamente i motori elettrici posizionati sulle articolazioni. Il dispositivo può essere indossato da pazienti a fini riabilitativi (e per studiare la neuroplasticità nei soggetti affetti da ictus) oppure per assistere gli operatori sanitari nel sollevamento di questi (Figura 1.7).



Figura 1.7 HAL 3 (Fonte: Pinterest)

1.2 Applicazione in ambito industriale

Gli esoscheletri adibiti alle mansioni di tipo industriale, insieme a quelli utilizzati nell'agricoltura, nell'edilizia e nella logistica, fanno parte della macrocategoria degli "esoscheletri occupazionali", la cui principale funzione è la riduzione degli sforzi fisici di particolare intensità, durata o frequenza [9].

I primi paper che si riferiscono all'impiego di esoscheletri al di fuori del contesto clinico-sanitario e militare emergono a partire dai primi anni 2000. Un esempio documentato di esoscheletro dorsale è il Personal Lifting Augmentation Device, abbreviato PLAD, sviluppato tra il 2002 ed il 2005 dalla Queen's University, Ontario (Canada) [10,11,12].

Il dispositivo (Fig. 1.8) consiste di tre componenti principali:

- un elemento elastico (molla) posizionato posteriormente lungo le vertebre toraciche;
- un sistema di cavi che connettono l'elemento elastico (che viene indossato come uno zaino sulle spalle), dei supporti alle anche e ai piedi;
- Uno spaziatore pelvico, per regolare l'azionamento dell'elemento elastico e facilitare i movimenti articolari;

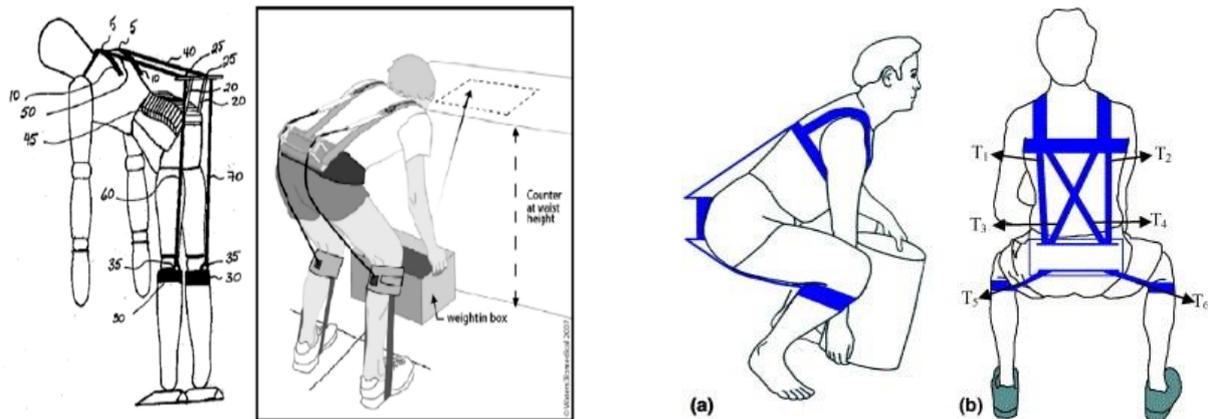


Figura 1.8 illustrazioni del Personal Lifting Augmentation Device (Immagine modificata, Fonte: [12])

La principale finalità dell'esoscheletro è la riduzione dei carichi sugli erettori spinali lombari durante il sollevamento di un oggetto da terra (come può essere una scatola, in un contesto lavorativo), ridistribuendo le forze flessore-estensorie del bacino anziché a quelle del tronco.

Un altro settore degno di nota che ha avviato le prime sperimentazioni sull'uso degli esoscheletri è quello automobilistico, come Toyota, Hyundai, Ford e BMW.

L'implementazione degli esoscheletri Airframe dell'azienda Levitate come "dispositivi di protezione personale" all'interno dello stabilimento di Woodstock (Canada) della Toyota è stato reso possibile grazie ad uno studio effettuato dalla Iowa State University nell'agosto del 2018 riguardante la riduzione dell'attività muscolare durante le fasi di assemblaggio all'interno della catena di produzione dello stesso stabilimento canadese [13].

Ad un campione di 11 soggetti è stato richiesto di svolgere 10 tipologie attività lavorative ripetitive "overhead" (8 di queste da eseguire in coppia, e due individualmente), ovvero con le braccia alzate sopra il livello del capo, ciascuna monitorata per 12 minuti. cinque volontari hanno svolto una sola prova, cinque ne hanno svolte due ed un solo partecipante ne ha svolte tre.

I muscoli a cui sono stati applicati gli elettrodi sono il deltoide anteriore, il bicipite, il trapezio superiore e l'ereettore spinale lombare per entrambi i lati (tuttavia prestando attenzione al lato dell'arto dominante). Del segnale venivano rilevati i segnali con ampiezze massime pari al 10% ed al 50% della massima contrazione volontaria isometrica (MCVI).

I risultati delle prove con esoscheletro sono stati particolarmente soddisfacenti per quanto riguardo gli sforzi effettuati del deltoide, raggiungendo ad esempio una riduzione del 10% d'ampiezza del segnale a 50% della MCVI nelle singole prime due tipologie di "job task"; in misura minore ci sono state delle riduzioni di segnale nel trapezio e negli erettori spinali forse giustificati da un adattamento di una migliore postura del lavoratore [14].

Nel 2017, nello stabilimento di Dearborn, Michigan, l'azienda automobilistica Ford ha avviato una partnership con la californiana Ekso Bionics per sperimentare i vantaggi ergonomici prodotti dall'utilizzo di un esoscheletro per arti superiori. Adatto ad un range di altezza dai 150 cm circa ai 193 cm, l'esoscheletro EksoVest (Fig. 1.9) permette un supporto alle braccia per carichi dai 2 kg ai 6 kg circa [15].



Figura 1.9 EksoVest indossato da un lavoratore Ford (Fonte: [14])

Lo stesso modello è stato testato nella fabbrica automobilistica di Spartanburg, nella South Carolina, della BMW, insieme a delle cosiddette “Chairless chairs” (Fig.1.10) della Noonee, una sorta di esoscheletro per arti inferiori che sostengono il corpo in una posizione simil-seduta, per alleviare lo sforzo delle gambe quando si è eretti per lunghi periodi di tempo durante il lavoro. [16]



Figura 1.10 Chairless Chair “attivata” (Fonte: Exoskeleton Report)

1.3 Stato dell'arte

La principale sfida dei moderni esoscheletri è incentrata sul soddisfare nel modo più efficace il comfort dell'utilizzatore ed ottenere la massima ergonomia, che si può tradurre in:

- Riduzione del peso della struttura, attraverso una scelta più ponderata dei materiali e preferendo ad esempio tipologie di esoscheletro “soft” anzichè costituiti da materiali rigidi;
- Riduzione dell’attrito dei tessuti a contatto con la cute dell’utente, prevenendo così l’insorgenza di irritazioni;
- Ampio ROM (Range of Motion), soprattutto per i movimenti articolari legati alla spalla, ma anche a quelli del tronco;
- Adattabilità e regolabilità delle componenti indossabili all’altezza ed al peso del soggetto;

In seguito, vi è un elenco di alcuni esoscheletri attualmente in commercio e descritti nella letteratura attuale [17,18,19], in termini di paper sperimentali e di valutazione.

1.3.1 Airframe

L’esoscheletro passivo per arti superiori Airframe (<https://www.levitatech.com/>) dell’azienda americana Levitate pesa 2,26 kg ed il suo principale meccanismo di attuazione meccanica dipende da un sistema di cavi come elementi passivi, i quali ridistribuiscono il peso del braccio (sorretto da dei bracciali) verso le spalle, il collo e la porzione superiore del corpo (Fig.1.11).

Il dispositivo viene impiegato prevalentemente negli ambiti industriali e logistici per far fronte a mansioni ripetitive che costringono l’operatore a tenere gli arti superiori in alto per molto tempo, i cosiddetti lavori “overhead”.



Figura 1.11 Levitate Airframe (Fonte: Levitate technology, Inc)

La prima valutazione universalmente riconosciuta in letteratura risale al 2017 [19], tenutosi in un laboratorio di ergonomia appartenente allo stabilimento FCA nella sede di Mirafiori, Torino. Sono state effettuate tre tipi di prove:

1. Prova statica, che consisteva nel sostenere con le braccia tese (e flesse a 90°) un carico di 3,5 kg fino a cedimento;
2. Prova manuale di ripetizione, dove al volontario è stato chiesto di sollevare un oggetto di 3,4 kg da un’altezza di 90 cm da terra all’altezza delle sue spalle per una durata di 600 s;

3. Prova di precisione, in questo test il partecipante ha dovuto disegnare in modo continuo 27 “archi” su 5 righe (tenendo il braccio teso, sempre flessso a 90°);

Come risultati si hanno avuto un aumento del 30% del tempo impiegato per reggere il carico per le prove statiche grazie all’azione coadiuvante dell’esoscheletro ed un miglioramento della “precisione” pari al 90%, secondo un indice definito come:

$$P. I. \frac{1350 - \sum_i^N \text{errore} * p}{1350} \%$$

Dove 1350 è il numero di archi totali da eseguire (27 x 5), e p è un peso per la media, che dipende dalla posizione dell’arco disegnato.

1.3.2 MATE

Il MATE (Fig. 1.12), sviluppato dall’azienda italiana Comau (<https://www.comau.com/>), pesa 3,5 kg ed è costituito da 3 elementi strutturali:

1. il “generatore di forze e momenti”, ovvero un sistema di molle elastiche in parallelo contenute all’interno di una scatola aderente al braccio, le quali compensano la forza peso delle braccia in elevazione: la coppia di supporto aumenta fino alla condizione di braccio flessso a 90°, tuttavia decresce fino alla posizione di (iper)flessione;
2. La catena cinematica, che consente di compensare i gradi di libertà delle spalle (in particolare l’abduzione/adduzione frontale durante la flessione-estensione della spalla) con dei gradi di libertà ridondanti strutturali;
3. Interfaccia esoscheletro-utente, provvisto di cintura lombare, una tracolla, bracciali ed una struttura rigida in alluminio a “T” che connette la catena cinematica, da sotto le spalle lungo la colonna vertebrale;



Figura 1.12 MATE (Comau) (Fonte: Exoskeleton report)

In un report sperimentale di Pacifico et al. [20] su un prototipo di MATE, sono state effettuate diversi tipi di prove, da quelle statiche a quelle più funzionali, esplorando il ROM del dispositivo. In tutte le

prove con indosso l'esoscheletro sono state registrate delle diminuzioni dell'attività EMG nei gruppi muscolari esaminati: in particolare i deltoidi anteriore e mediale, il pettorale ed il trapezio ascendente hanno ridotto il proprio segnale fino al 42% (nella prova funzionale), fino al 35% (nella prova statica) e fino al 40% (nella prova quasi-statica).

1.3.3 Skelex

Con un peso di 2,3 kg, lo Skelex 360-XFR (Fig. 1.13) è prodotto dall'omonima azienda olandese (<https://www.skelex.com/>).

Ogni supporto per il braccio sorregge dai 0.5 ai 4 kg, grazie al supporto combinato di molle a gas ed un telaio flessibile.



Figura 1.13 Skelex 360 (Fonte: Exoskeleton Report)

Il primo esperimento effettuato con questi esoscheletri risale al 2018 [20], dove ad un campione di soggetti è stato richiesto di effettuare varie operazioni di manutenzione sullo scafo di un catamarano. Come parametro metabolico si è tenuto conto della frequenza cardiaca degli operatori, in particolar modo prendendo in esame le mansioni “overhead” di sabbatura; si sono inoltre tenute ulteriori caratteristiche come, ad esempio, l'altezza delle braccia e delle spalle durante la fase di massima frequenza cardiaca. L'utilizzo dell'esoscheletro, infine, ha dato come risultati la riduzione della massima frequenza cardiaca (da 145 a 128 bpm in un soggetto e da 110 a 98 nell'altro) ed in quella media (da 102.5 a 94 bpm, e da 85 a 79 sempre negli stessi operatori).

1.3.4 ShoulderX

L'esoscheletro Shoulder X (Fig. 1.14) appartiene alla compagnia Suit X (<https://www.suitx.com>), un tempo parte della US Bionics ma ora acquisita sotto il gruppo della Ottobock, ed ha un peso di 3.17 kg. L'attuatore, ovvero l'elemento elastico, è situato all'interno del supporto rigido omerale, in prossimità del giunto che simula l'articolazione della spalla; la cintura lombare e la catena cinematica

delle spalle sono connesse da un telaio metallico.



Figura 1.14 ShoulderX (Fonte: Exoskeleton Report)

Nel 2018, all'università di Berkley è stata effettuata la prima valutazione del dispositivo [21], nella quale ai soggetti del campione selezionato è stato richiesto di eseguire delle prove “statiche” (ovvero con il braccio dominante con un angolo di flessione costante) oppure “dinamiche” (avvitando delle viti su un pannello posto sopra il soggetto).

In ciascun individuo sono stati applicati degli elettrodi sul deltoide anteriore, sul trapezio superiore, sul tricipite e sul muscolo sottospinato.

Sull'esoscheletro sono state impostate 3 gradi di supporto (leggero, medio, pesante), compresi fra 8.5 N*m e 22.5 N*m di momento torcente, e sono stati usati un avvitatore pesante (2.25 kg) ed un avvitatore leggero (0.45 kg). Mentre nel trapezio superiore si è rilevata una decrescita della Massima Contrazione Volontaria Isometrica (MCVI) (ad esempio dal 20% al 12% con il supporto massimo nella prova statica con l'avvitatore pesante), non si ha avuto un'influenza rilevante dell'uso dell'esoscheletro nel sottospinato, ed addirittura un aumento dell'attività muscolare del bicipite durante tutte le prove. Tuttavia, il questionario a cui sono stati sottoposti gli operatori indica un maggiore agio nell'adottare il supporto “medio” durante le prove, indipendentemente dal tipo di avvitatore.

1.3.5 PAEXO

Il PAEXO (PAssive EXOskeleton) è un prodotto della tedesca Ottobock (<https://www.ottobock.com>), ed è uno dei dispositivi indossabili più leggeri, con il peso di soli 1,8 kg (Fig. 1.15).

Similmente al MATE della Comau, l'esoscheletro presenta:

- Una sede per gli elementi elastici, situati lateralmente dietro la schiena, comprimendosi permettono di flettere (elevare) il braccio verso l'alto;
- Catena cinematica dotata di un cavo che connette i bracciali ad una cerniera passiva ed alle estremità delle molle;

- Interfaccia utente-esoscheletro, composta da cintura lombare e da due tracolle incrociate stabilizzatrici lungo le spalle;



Figura 1.15 PAEXO (Fonte: Exoskeleton Report)

Nel 2018, è stata effettuata la prima valutazione di PAEXO [22], il protocollo consisteva fondamentalmente nell'eseguire due prove:

1. svitare delle viti in modo continuo su un pannello frontale ad altezza regolabile;
2. Riavvitare le stesse viti con un avvitatore da 3 kg (ad una velocità contenuta per evitare che le vibrazioni incidessero sulle misurazioni).

Come sistemi di misura sono stati applicati undici marker passivi per osservare la cinematica articolare, sono stati monitorati dei muscoli tramite sensori EMG: deltoide (anteriore, mediale, posteriore), bicipite, serrato anteriore, latissimus dorsi, addominale obliquo e tutto il trapezio (ascendente, trasversale e discendente). Inoltre, sia durante i task sia durante le pause intermedie, sono stati presi ulteriori parametri metabolici come battito cardiaco e respiro (concentrazioni di O₂, CO₂ e volume).

Per questi ultimi parametri si è assistito ad una riduzione della frequenza cardiaca del 6% e del 5% nella prima e nella seconda prova, così come una riduzione di 11% e 12% nel consumo di ossigeno grazie all'utilizzo del dispositivo.

In termini di cinematica, non si sono osservate variazioni significative eccetto per la prova con l'avvitatore dove sia nell'abduzione della spalla sia nella flessione del gomito l'esoscheletro consentiva un aumento di 8° e 7° di ampiezza angolare.

In tutti i muscoli si è verificata, come previsto, una riduzione dell'ampiezza del segnale EMG, in particolar modo sul deltoide, sul bicipite e sul serrato anteriore anche fino al 40%.

1.3.6 Ekso EVO

Ekso EVO (Fig. 1.16) appartiene al produttore californiano Ekso Bionics (<https://eksobionics.com/>), ed è una nuova versione del precedente EksoVest. Con un peso di 4,1 kg, l'esoscheletro può sostenere

dei carichi dai 2,2 ai 6,8 kg, riducendo così la fatica ad aumentando la resistenza dell'utilizzatore per lunghi periodi.



Figura 1.16 Ekso EVO (Fonte: Eksobionics)

Il meccanismo d'attuazione è dotato di molteplici molle al fine di modulare l'energia elastica immagazzinata e fornire l'assistenza necessaria [23].

1.3.7 X-Rise

L'esoscheletro X-Rise (<https://exorise.com/>) è un esoscheletro sviluppato dall'azienda russa ExoRise ed ha un peso di 2.3 kg (Fig. 1.17).



Figura 1.17 X-Rise (Fonte: Vostok Servis)

La catena cinematica, non aderente alle articolazioni corrispondenti della spalla, è caratterizzata da due aste rigide: una è localizzata sulla cintura lombare (scorrevole, e dove anche risiede l'elemento elastico) e l'altra sul bracciolo, incernierate fra loro. Per ogni arto può sostenere carichi dai 0,5 ai 6 kg, aumentando l'efficienza del 83% [24].

1.3.8 EXOARMS

Sviluppato dalla spagnola Cyber Human System (<https://www.cyberhs.eu/>), il modello EXOARMS (Fig. 1.18) è un esoscheletro soft passivo per arti superiori e per schiena in grado di supportare pesi dai 5 ai 10 kg per braccio e in intervalli variabili (in base alle fibre elastomeriche interscambiabili) i carichi lombari (7 kg, 15 kg oppure superiori a 15 kg). Il peso della struttura è di soli 1.2 kg. [25]



Figura 1.18 EXOARMS (Fonte: Cyber Human Systems)

1.3.9 EXO 01

Questo esoscheletro per arti superiori (Fig. 1.19) della Hilti (<https://www.hilti.it/>) del peso di circa 2 kg e rilasciato nell'autunno 2020 è stato realizzato grazie anche alla collaborazione della più nota Ottobock; difatti il design risulta pressoché analogo a quello del prodotto tedesco. Può ridurre del 47% gli sforzi effettuati dalla spalla. [26]



Figura 1.19 EXO 01 (Fonte: Hilti)

1.3.8. SHIVA

Lo Shiva (Fig. 1.20) è un esoscheletro passivo per arti superiori creato dalla compagnia francese Ergosantè (<https://ergosante.fr>). Gli elementi elastici sono delle molle in fibra di vetro, che consentono una forza isoelastica, indipendentemente dalla posizione angolare del braccio. Inoltre, la catena cinematica non è allineata al centro di rotazione della spalla, garantendo quindi una ROM pressoché illimitata.

Il dispositivo ha un peso complessivo di 6.1 kg ed è in grado di sostenere carichi fino a 2 kg [27].



Figura 1.20 SHIVA (Fonte: Exoskeleton Report)

1.3.9 OmniSuit

L'OmniSuit (Fig. 1.21) della svizzera Auxivo (<https://www.auxivo.com/>) è un esoscheletro composito, sia per arti superiori sia per schiena. Il peso di un dispositivo di taglia media è 2.7 kg; non vi è una cintura lombare ma la pettorina indossabile posteriormente è situata al centro della schiena al fine di assorbire i carichi provenienti sia dall'unità di stoccaggio d'energia elastica (EESu) per gli arti superiori sia per le imbracature femorali (durante i sollevamenti da terra).



Figura 1.21 Auxivo Omnisuit (Fonte: Exoskeleton Report)

Nel maggio 2024, è stato effettuato uno studio sulla performance di Omnisuit [28], relativamente sia al modulo per il supporto degli arti superiori e delle spalle, sia quello a sostegno della schiena. Nel primo caso, è stato richiesto ad un ampio campione di 32 soggetti (in età lavorativa, dai 20 ai 65 anni) di manipolare degli oggetti (in posizione “overhead”) con o senza l’ausilio di un avvitatore di 1.8 kg, mentre nel secondo esperimento vi erano dei carichi dai 6 ai 20 kg da sollevare dal terreno. Le prove sono state tenute con l’esoscheletro indosso e no. Riguardo al modulo per arti superiori e spalle, si è registrata, durante la fase di avvitamento di alcune viti, una riduzione del carico muscolare del 33% sul deltoide anteriore, del 22% sul trapezio superiore e del 17% sul bicipite. Nella fase di semplice manipolazione senza l’avvitatore, per i precedenti fasci muscolari si è osservata una riduzione del 36%, del 34% e del 37%.

La fatica muscolare, in generale, è stata ridotta del 45% sulle spalle, 60% sulle braccia e del 70% sul collo. La frequenza mediana è stata utilizzata come parametro di valutazione del fenomeno: solo nel deltoide si ha una decrescita media della frequenza superiore al 15% in un arco di circa 200 s in assenza dell’esoscheletro, mentre si ha un decremento inferiore al 5% con il dispositivo indossato.

Qui vi illustrata una tabella riassuntiva (Tabella 1.1), contenente le caratteristiche degli esoscheletri precedentemente affrontati:

Tabella 1.1 Tabella riassuntiva descrittiva dell'efficacia degli esoscheletri passivi per arti superiori

Nome modello	Azienda produttrice	Anno	Peso	Meccanismo di generazione forze	Performance
Airframe	Levitare	2019	2,26 kg	Cavi in tensione	30% riduzione fatica muscolare +90% efficienza
Mate	Comau	2018	3,5 kg	Molle elastiche	35-42% riduzione fatica muscolare (deltoidi, pettorale, trapezio)
Skelex 360_XFR	Skelex	2019	2,3 kg	Molle a gas	0.5-4 kg di supporto alle braccia Riduzione frequenza cardiaca media e massima
Shoulder X	Suit X	2017	3,17 kg	Molle elastiche	12-20% riduzione MCVI trapezio superiore
PAEXO	Ottobock	2018	1,8 kg	Molle elastiche e cavi in tensione	<40% riduzione fatica muscolare 6% riduzione frequenza cardiaca 12% riduzione consumo O ₂
Ekso EVO	Ekso Bionics	2020	4,1 kg	Molle elastiche	2,2-6,8 kg di supporto alle braccia
X-Rise	ExoRise	2020	2,3 kg	Molle elastiche	0,5-0,6 kg di supporto alle braccia +83% efficienza
EXOARMS	Cyber Human System	2021	1,2 kg	Fibre elastomeriche	7-15 kg di supporto alle braccia
EXO 01	Hilti	2020	2 kg	Molle elastiche e cavi in tensione	47% riduzione carichi sulle spalle
Shiva	Ergosantè	2019	6 kg	Molle in fibra di vetro	2 kg di supporto alle braccia
Omnisuit	Auxivo	2019	2,7 kg	Molle elastiche	45% riduzione fatica muscolare deltoide anteriore 60% riduzione fatica muscolare bicipite 70% riduzione fatica muscolare trapezio

1.4 Normativa vigente nazionale, comunitaria, internazionale

Come detto precedentemente, gli esoscheletri possono prestarsi a molteplici ambiti, come ad esempio quello clinico-riabilitativo oppure quello industriale. Questo implica che in base alla loro destinazione d'uso ed alla loro costruzione questi dispositivi possono essere soggetti a più normative simultaneamente.

A livello nazionale, gli esoscheletri occupazionali rientrano nei criteri stabiliti dal D.lgs. 81/2008 inerente alla tutela e sicurezza nei luoghi di lavoro, in quanto considerabile un “attrezzo da lavoro” [30].

All'interno del decreto sono indicate nel dettaglio le questioni fondamentali che orbitano intorno alla salute e sicurezza lavorativa, come ad esempio la definizione e valutazione dei rischi, la prevenzione, la periodicità dei controlli, la formazione e le azioni da intraprendere in caso di violazione delle norme.

Nell'articolo 70, vi è anche citata l'armonizzazione delle leggi nazionali con le direttive europee, come ad esempio la direttiva macchine CE 2006/42 oppure il regolamento sui dispositivi medici 2017/745 (abrogante la precedente 93/42/CEE) [31].

Una direttiva alla quale rispondono anche questi dispositivi è la 2016/425, in pieno vigore dal 2019 che abroga la precedente 89/686/CEE, ovvero la direttiva sui dispositivi di protezione individuale (detti anche DPI in italiano oppure PPE in inglese); una novità di questa normativa concerne la classificazione dei prodotti in base al livello di rischio, in maniera simile ai dispositivi medici.

La norma internazionale più recente e comprensiva relativamente all'uso degli esoscheletri occupazionali è la UNI/TR 11950:2024 relativo alla “Sicurezza e salute nell'uso degli esoscheletri occupazionali orientati ad agevolare le attività lavorative”. Il documento fornisce delle definizioni relative agli esoscheletri occupazionali basate sulle caratteristiche strutturali principali (Fig. 1.22) quali:

- Struttura cinematica, suddivisa in:
 - Struttura rigida, ovvero la cui catena cinematica è costituita da elementi rigidi che traslano e/o ruotano fra loro;
 - Struttura “soft”, tipica dei cosiddetti “exosuit”, contenente tessuti oppure un sistema di cavi che non necessitano di assi di rotazione e che simulano l'azione dinamica muscolo-tendinea;
- Posizione dei centri di rotazioni del dispositivo
 - Esoscheletri “antropomorfi”, nella quale almeno un giunto meccanico è allineato o posto “a contatto” con l'articolazione umana di riferimento (ad esempio spalla o gomito);
 - Esoscheletri “non antropomorfi”, solitamente più ingombranti, dove la catena cinematica ha assi di rotazione non allineati a quelli delle articolazioni umane
- Tipi di attuazione
 - Passiva, nella quale si sfrutta l'azione reattiva di elementi elastici, che rilasciano la propria energia durante il movimento dell'utilizzatore;
 - Semi-attiva, se vi sono servomotori o frizioni azionate per modulare il rilascio di energia degli elementi elastici agendo sul sistema di trasmissione oppure modificandone le proprietà fisiche;
 - Attiva, se vi sono attuatori elettromeccanici/idraulici/pneumatici che possono rilasciare energia supplementare durante il movimento e la quale sinergia con l'utente è garantita dalla presenza di sensori;

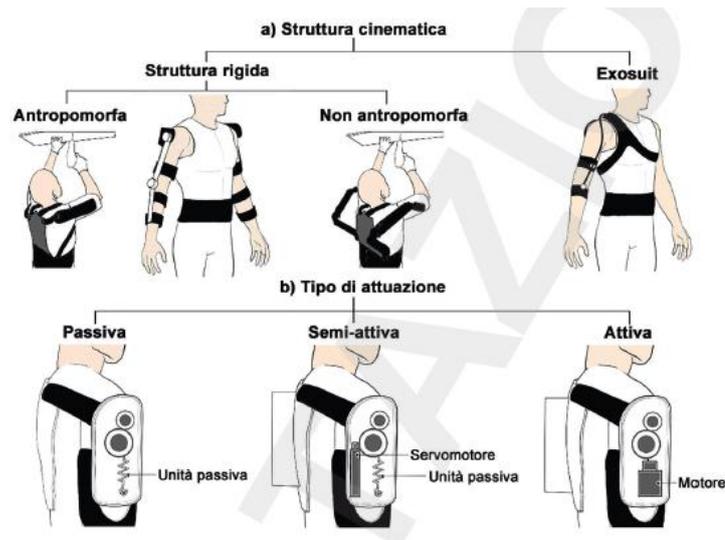


Figura 1.22 Schema di classificazione (Fonte: file UNI/TR 11950:2024)

Nell'omonima sezione "Sicurezza e salute nell'uso degli esoscheletri occupazionali orientati ad agevolare le attività lavorative", sono elencati ulteriori aspetti da considerare in questi dispositivi, come l'autonomia (se sono attivi o semi-attivi), il tipo di attività (postura statica, movimenti ripetitivi per l'arto superiore o movimentazione di carichi), così come le caratteristiche della forza/coppia generata (direzione, profilo ed ampiezza relativa alla forza g).

Per la valutazione dell'impiego degli esoscheletri il segnale EMG sembra essere il "gold standard", ma il documento non trascura le valutazioni ergonomiche più soggettive come usabilità ed accessibilità dell'utilizzatore; queste ultime devono fare riferimento a precedenti norme come, ad esempio, UNI EN ISO 26800:2011, UNI EN ISO 6385:2017, UNI EN ISO 9241:2019...

Per le valutazioni quantitative dell'esoscheletro è bene anche tenere conto dell'adattabilità, vestibilità, ingombro, traspirabilità, igiene e velocità di "doffing" (ovvero rimozione dei PPE) in caso di emergenza.

Fra i rischi legati alle interazioni uomo-esoscheletro-ambiente di lavoro sono citate tre macrocategorie:

- Rischi meccanici, come pizzicamento, schiacciamento, sfregamenti, tagli, vibrazioni, etc..
- Rischi fisici, come compressioni localizzate, alterazioni sensoriali, cinematica articolare (potenzialmente limitante se vi sono pochi g.d.l. oppure "eccessiva" se attuata elettromeccanicamente), calore, igiene, etc...
- Rischi legati alla sfera cognitiva e carico mentale, come perdita di autonomia, aumento dell'attenzione, alterazione delle strategie lavorative, etc...

1.5 Cenni di anatomia

Per quanto concerne gli esoscheletri per arti superiori, il focus dell'analisi biomeccanica ricade sulla porzione superiore del corpo, tenendo cura non solo gli arti in sé, ma anche tutti i tessuti del sistema locomotorio muscolo-scheletrico prossimi a loro che caratterizzano la complessa articolazione della spalla.

Sebbene risulti decisamente più conveniente modellarla come un giunto meccanico "sferico", la spalla, al fine di garantire una mobilità relativamente ampia e dotata di molteplici gradi di libertà, è in realtà costituita da un sistema complesso di giunzioni articolari interne (Fig. 1.23), le quali richiedono un numero considerevole di legamenti e fasci muscolari provenienti dal torso e dagli arti superiori. Le giunzioni articolari interne sono quattro:

1. Articolazione gleno-omeroale, che coinvolge l'epifisi prossimale omerale e la superficie laterale scapolare; il contatto avviene sulla cavità glenoidea della scapola, che viene stabilizzata esternamente da un anello cartilagineo detto "cercine glenoideo". L'articolazione è di tipo enartrosica, analoga ad un giunto meccanico di tipo "sferico".
Intorno ad essa, vi è un insieme di tendini appartenenti a dei muscoli deputati alla rotazione interna ed esterna della spalla, detta appunto "cuffia dei rotatori".
I muscoli extrarotatori sono il sovraspinato, il sotto spinato ed il piccolo rotondo, mentre il sottoscapolare ha funzione intrarotatoria.
Oltre a questi, vi sono altre inserzioni muscolari come quelle del deltoide (sull'acromion), del gran dorsale e del gran pettorale (inferiormente all'epifisi) che concorrono alla funzionamento biomeccanico del giunto.
2. Articolazione acromion-clavicolare, che è costituita dall'estremità laterale clavicolare e dall'acromion (una protuberanza ossea scapolare). A livello biomeccanico la giunzione è paragonabile ad un'artrodia, difatti (grazie anche alla presenza di borse sierose) è consentita una rotazione scapolare intorno alla clavicola.
L'articolazione non è azionata da nessun muscolo, e partecipa parzialmente all'articolazione sterno-clavicolare.
3. Articolazione sterno-clavicolare, la quale connette l'estremità mediale della clavicola con il cosiddetto "manubrio". All'interno della capsula fibrosa, le due ossa presentano delle cavità, che quindi formano un'articolazione "a sella", permettendo una rotazione lungo il piano antero-posteriore e quello infero-posteriore. Il legamento costo-clavicolare e interclavicolare stabilizzano la giunzione.
4. Articolazione scapolo-toracico, nonostante vi sia un contatto fra la superficie anteriore mediale della scapola e la parte laterale posteriore del torace, tecnicamente non è considerabile una vera e propria articolazione, poiché non presenta capsule e legamenti; Tuttavia, consente i movimenti scapolari (ovvero elevazione-depressione, protrazione-retrazione e rotazione interna-esterna) utilizzando il giunto acromioclavicolare e sternoclavicolare come fulcri.

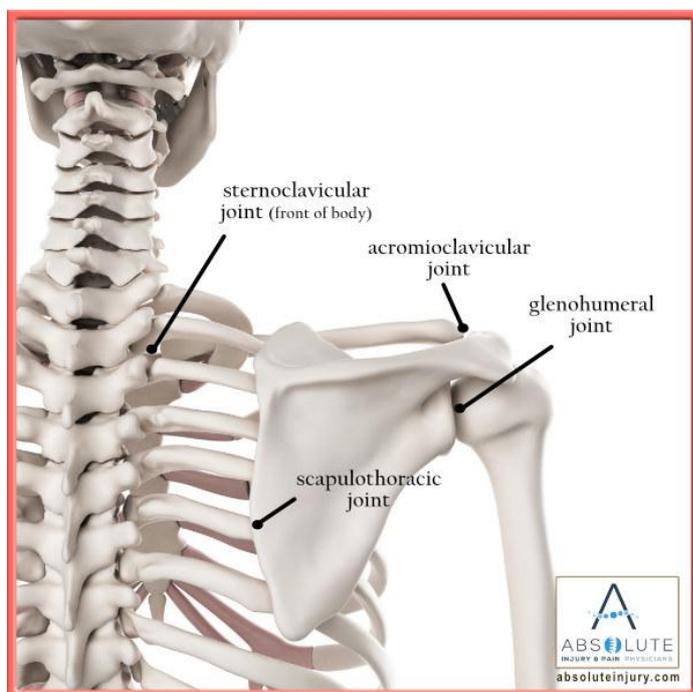


Figura 1.23 Anatomia articolare spalla (Fonte: absoluteinjury.com)

È possibile schematizzare la cinematica della spalla (Tabella 1.2):

Tabella 1.2 Tabella riassuntiva della cinematica della spalla

Movimento	Orientamento	ROM
Flesso-estensione braccio	Piano sagittale	0°-180°
		-50°-0° (iperestensione)
Adduzione-abduzione frontale braccio	Piano frontale (o coronale)	0°-180°
		-50°-0° (il braccio è posto anteriormente al corpo)
Adduzione-abduzione orizzontale braccio	Piano trasverso	0°-90°
		-50°-0° (iperadduzione)
Rotazione interna-esterna braccio	Asse longitudinale (braccio)	0°-90°

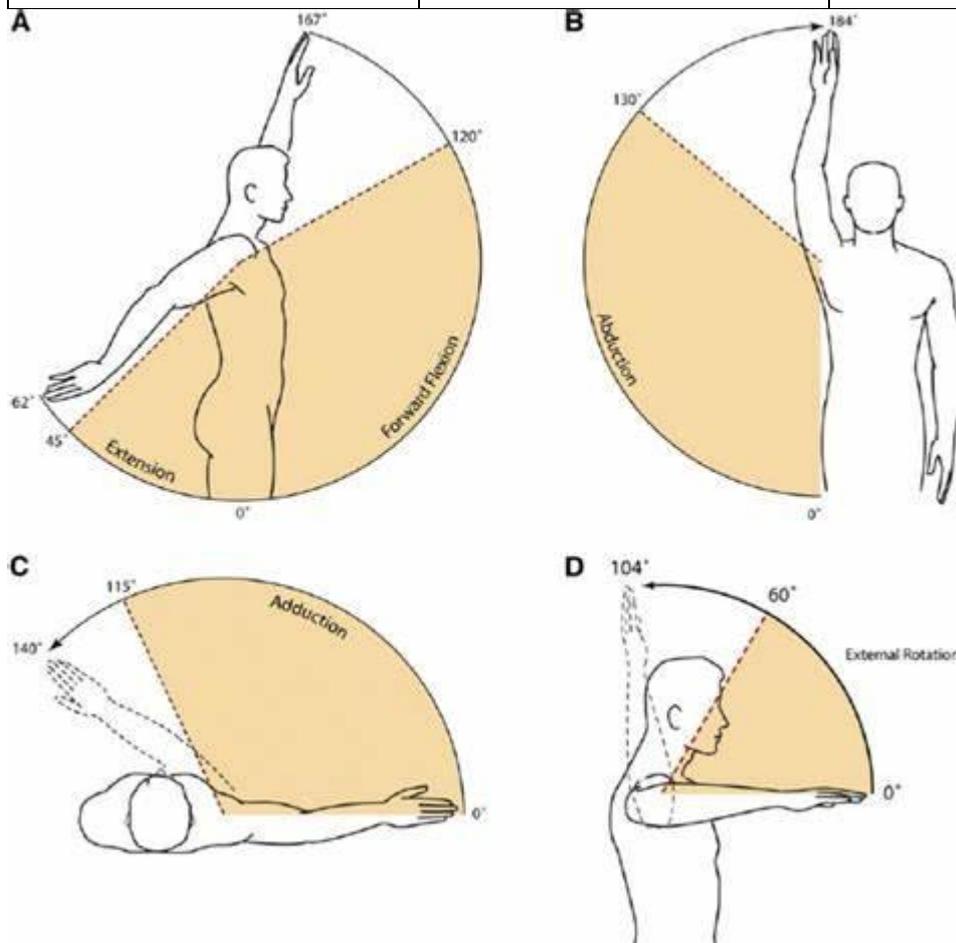


Figura 1.24 Immagini illustrative dei gradi di libertà del complesso muscolo-scheletrico della spalla, A) flesso-estensione, B) abduzione/adduzione frontale, C) abduzione/adduzione orizzontale, D) Rotazione interna/esterna (Fonte:[47])

Nella Tabella 1.3, sono riportati i principali gruppi muscolari responsabili alla locomozione degli arti e della scapola (Fig. 1.25). Alcuni muscoli, come è possibile notare, possono essere coinvolti in altri movimenti, agendo sia da agonisti che da antagonisti a seconda del verso o senso di rotazione dell'articolazione.

Tabella 1.3 Tabella riassuntiva della cinematica articolare legata alla funzione biomeccanica muscolare

Azione	Muscoli coinvolti
Flessione gomito	Brachiale anteriore, bicipite brachiale, brachioradiale
Estensione gomito	Tricipite brachiale
Flessione (elevazione) braccio	Deltoide anteriore, gran pettorale, bicipite brachiale, coracobrachiale
Estensione (depressione) braccio	Deltoide posteriore, gran pettorale, tricipite brachiale, gran dorsale, grande rotondo
Adduzione frontale spalla	Gran pettorale, coracobrachiale, gran dorsale, grande rotondo, bicipite e tricipite brachiali
Abduzione frontale spalla	Deltoide mediale, sopraspinato, bicipite brachiale
Adduzione orizzontale spalla	Deltoide anteriore, gran pettorale, coracobrachiale, bicipite brachiale
Abduzione orizzontale spalla	Deltoide mediale, deltoide posteriore, gran dorsale, sottospinato, gran rotondo
Abduzione (protrazione) scapola	Serrato anteriore, gran pettorale, piccolo pettorale
Adduzione (retrazione) scapola	Serrato anteriore, romboidi, trapezio
Elevazione scapola	Elevatore della scapola, trapezio superiore
Depressione scapola	Trapezio superiore e inferiore, serrato anteriore

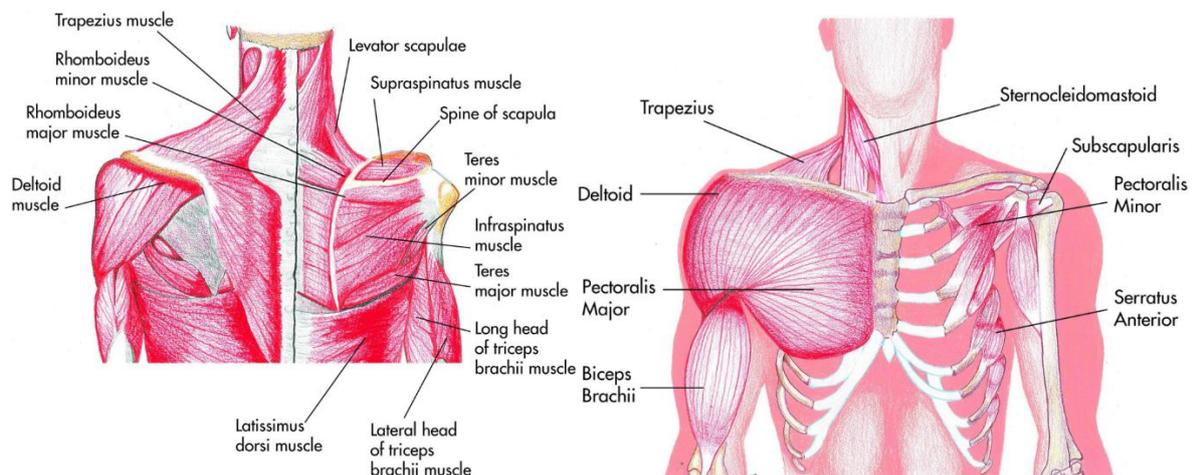


Figura 1.25 Atlante muscolare della spalla, con vista anteriore e posteriore (Fonte: Musculoskeletal Key)

1.6 Tecniche di valutazione esoscheletri

In letteratura sono presentati diversi metodi per effettuare una valutazione qualitativa e quantitativa di un esoscheletro, e non esiste un chiaro “gold standard” in termini di protocollo da far eseguire ad un campione di soggetti.

Questi protocolli sperimentali tengono in considerazione l'attività elettromiografica di alcuni muscoli, la cinematica dei segmenti corporei ed occasionalmente i parametri metabolici durante delle attività eseguite con oppure senza l'ausilio dell'esoscheletro.

In particolare, per quanto concerne l'attività elettrica muscolare si ricercano delle informazioni legate alla riduzione della fatica, osservabile grazie ad alcune caratteristiche del segnale; inoltre, si verifica anche l'eventuale meccanismo di “compensazione” del sovraccarico meccanico mediante il reclutamento di altri muscoli. I segnali EMG che si scelgono appartengono ai gruppi muscolari coinvolti durante i movimenti consentiti dal ROM dell'esoscheletro, così come i muscoli dove l'eventuale redistribuzione può ripercuotersi, come ad esempio gli erettori spinali ed i muscoli lombari ove i dispositivi indossabili siano dotati di una cintura lombare.

Per valutare l'efficacia dell'esoscheletro si effettuano delle prove sperimentali, dove viene chiesto al soggetto di eseguire dei movimenti più o meno conformi alla destinazione d'uso reclutando potenzialmente tutti i muscoli e le articolazioni d'interesse che sono registrati dalla strumentazione, un esempio è l'avvitamento/svitamento di alcune viti su un pannello posto ad un'altezza superiore a quella delle spalle (cosiddetta “overhead”). In alcuni paper sono incluse delle prove aggiuntive, specialmente prove “statiche”, dove si osserva l'affaticamento muscolare dell'individuo con e senza esoscheletro quando ad esempio sorregge un carico. I parametri legati all'intensità del segnale (come, ad esempio, il Average Rectified Value) dei sEMG vengono per semplicità normalizzati oppure relativizzati alla Massima Contrazione Volontaria Isometrica (MVIC in inglese).

Nell'ambito della cinematica, si presta attenzione alle variazioni dei movimenti articolari: quando l'esoscheletro compromette la mobilità l'utente potrebbe attuare delle strategie alternative per svolgere una particolare azione.

Un altro aspetto è l'equilibrio posturale tenuto dal soggetto, che è influenzato dal peso e dall'ingombro del dispositivo indossabile.

Nel caso dei sistemi optoelettronici, la letteratura attuale suggerisce l'utilizzo di marker passivi, tuttavia si ha libertà sul protocollo da seguire in termini di posizionamento delle sferette infrarossi-riflettenti, specialmente quando si vogliono aggiungere dei marker per aumentare la stabilità e la rilevazione delle terne vettoriali.

In alternativa ai sistemi optoelettronici possono essere impiegati i sensori inerziali detti “IMU” che includono accelerometri, giroscopi e magnetometri per misurare gli angoli articolari delle articolazioni in movimento.

Altri parametri che possono essere presi in considerazione sono ad esempio lo spostamento del centro di pressione dovuto al riassetto posturale dell'utente quando indossa l'esoscheletro, mediante una pedana di forza.

In alcuni paper sperimentali, non è insolito accompagnare alle misurazioni dei parametri fisiologici e metabolici dei questionari psicofisici sull'accettabilità e sul comfort dell'esoscheletro. Esistono diversi metodi e riferimenti per poter valutare la fatica e lo sforzo sia corporeo sia cognitivo esercitato in presenza o no del dispositivo indossabile; alcuni esempi sono:

- Scala di Borg, anche nota come scala RPE (Rating of Perceived Effort) è costituita da una scala di valori dal 6 al 20, oppure da 0 a 11 nella versione più recente CR10, come parametro oggettivo di riferimento si può usare il consumo di ossigeno;
- Visual Analog Scale, dove il paziente semplicemente indica su una scala da 1 a 10 il dolore percepito;
- Scala Corlett-Bishop,
- NASA TLX (Task Load indeX), il questionario contiene sei scale, rispettivamente riguardo a fatica mentale, fatica fisica, velocità di esecuzione, sforzo e frustrazione, alla quale è necessario attribuire un punteggio su una scala graduata;

1.7 Obbiettivo della tesi

L'obbiettivo principale di questo lavoro di tesi concerne la validazione sperimentale di un prototipo di esoscheletro passivo per arti superiori ad uso industriale.

Il dispositivo è un prototipo realizzato all'interno dei laboratori del Politecnico, ed ha come sistema di sostegno meccanico una coppia di muscoli pneumatici artificiali detti "di McKibben" [32, 33].

Per valutare i possibili vantaggi (o svantaggi) dovuti all'uso dell'esoscheletro, è stato necessario stabilire un protocollo sperimentale, basato sulla letteratura corrente, alla quale è stato sottoposto un campione di volontari.

Capitolo 2: Materiali e metodi

2.1 Descrizione tecnica esoscheletro

L'oggetto della valutazione di questa tesi è un esoscheletro passivo per arti superiori (Fig. 2.1), progettato e sviluppato all'interno del Dipartimento di Ingegneria Meccanica E Aerospaziale (DIMEAS) del Politecnico di Torino [32, 33].

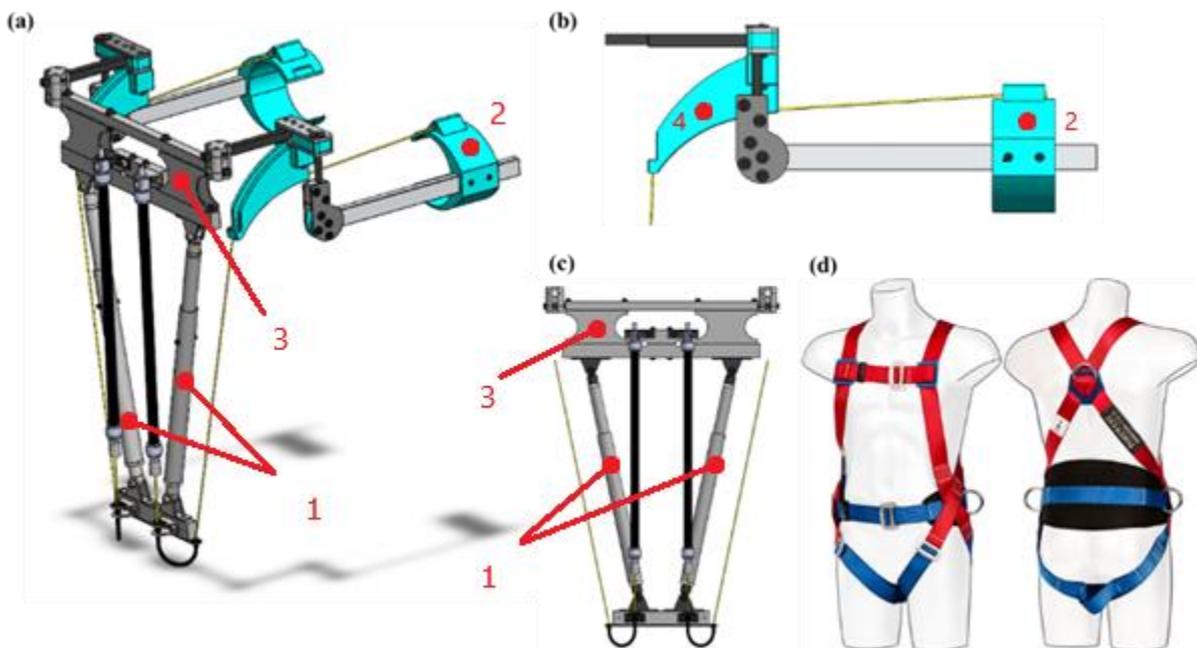


Figura 2.1 Immagini esoscheletro, a) esoscheletro, b) vista laterale del braccio, c) vista posteriore, d) imbragatura

Il materiale d'elezione che costituisce il dispositivo è l'alluminio, conferendo un buon compromesso fra rigidità e leggerezza; infatti, il peso complessivo del prototipo è di circa 5.5 kg.

Tuttavia, alcune componenti sono state realizzate mediante stampa 3D a causa della loro geometria complessa, come il bracciale e la spallina (Fig. 2.1, punto 4).

Il ROM consentito durante l'utilizzo è di 45° gradi in flessione-estensione del braccio (dai 90° ai 135°, a partire dal braccio parallelo al corpo) e di 30° in adduzione-abduzione orizzontale; non è possibile effettuare direttamente l'adduzione-abduzione frontale, ma è permessa la flessione-estensione con il braccio abdotto.

L'exoscheletro è in grado di fornire un supporto agli arti per dei carichi non superiori ai 2 kg. Il dispositivo, grazie alle cinghie integrate nell'imbragatura (Fig. 2.1(d)), può essere indossato da individui la cui altezza è compresa fra i 160 ed i 175 cm. La capacità di regolare l'altezza del dispositivo è dovuta a due aste telescopiche dietro la schiena (Fig.2.1, punto 1), mentre il bracciale (Fig.2.1, punto 2) può essere regolato facendolo scorrere sulla barra rigida laterale. Grazie a delle barre telescopiche (Fig.2, punto 3), la larghezza lungo le spalle del dispositivo è modulabile da 370 a 410 mm mentre la larghezza all'altezza del bacino è di 200 mm; grazie alle aste telescopiche verticali, la distanza spalle-pelvi varia dai 460 ai 500 mm.

2.1.1 Sistema di generazione dell'azione di supporto

L'elemento di innovazione nel meccanismo di generazione dell'azione di supporto dell'esoscheletro consiste nell'utilizzo di un muscolo artificiale pneumatico DMSP-10 FESTO (Figura 2.2), in grado di contrarsi fino al 25% della sua lunghezza nominale di 35 cm ed esercitando una forza massima di 630 N, uno per ciascun arto. Il rivestimento della camera d'aria è in aramide, particolarmente resistente alla trazione e agli sforzi di taglio.

Tuttavia, il P.A.M. (abbreviazione di "Pneumatic Artificial Muscle") non viene adoperato in maniera tradizionale, in quanto attuatore (comandando un movimento mediante la modulazione della pressione interna), ma viene invece pre-caricato ad una pressione costante e usato in modo simile ad un elemento passivo elastico.

I muscoli di McKibben posseggono alcuni vantaggi come il buon rapporto forza/contrazione così come il peso contenuto e la flessibilità; tuttavia, non è lineare l'andamento della forza in funzione della contrazione muscolare (o meglio, il rapporto di contrazione, relativo alla lunghezza a riposo) (Fig. 2.3).



Figura 2.2 DMSP-10 FESTO

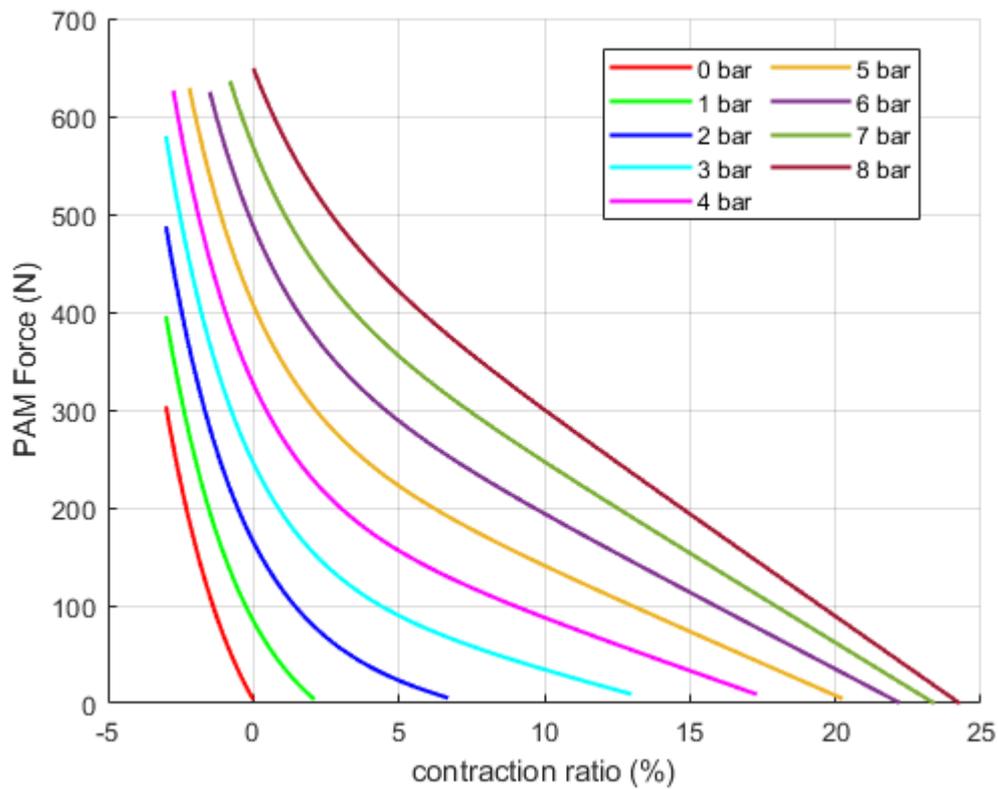


Figura 2.3 Curve relative alla forza generata dal P.A.M. DMSP-10 FESTO

Alcune caratteristiche strutturali che influenzano la funzione forza-rapporto di contrazione sono anche la disposizione angolare delle fibre rispetto all'asse longitudinale e lo spessore della camera d'aria. A partire dalla condizione di riposo, in cui i muscoli pneumatici sono scarichi, l'esoscheletro viene portato nella condizione di lavoro quando ai due muscoli viene fornita una pressione d'aria in un range di [1-8] bar.

La pressione a cui sono sottoposti i P.A.M. quindi esercita una forza su un cavo approssimativamente inestensibile che connette il bracciale indossabile con il resto della catena cinematica (Fig. 2.4 punto 1), attraversando tutta la lunghezza del braccio dell'esoscheletro e del telaio posteriore (Fig. 2.4 punto 2) fino ad un punto di rinvio ad altezza lombare (Fig. 2.4 punto 3); infine vi è del filo libero che si connette all'estremità libera inferiore del muscolo (Fig. 2.4 punto 4).

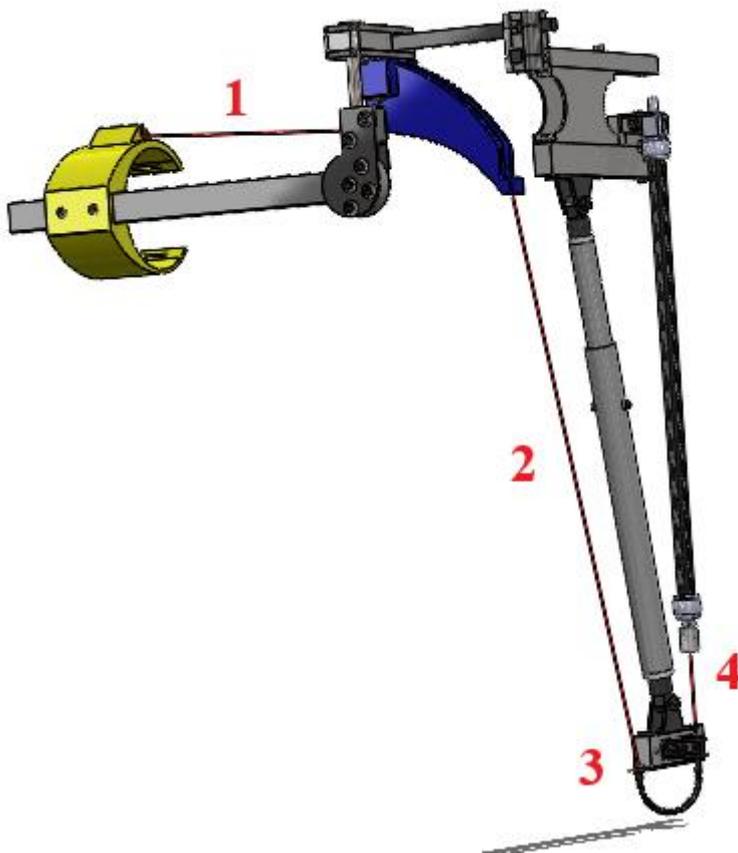


Figura 2.4 *Illustrazione 3D del percorso del cavo di trasmissione, 1) passaggio bracciale-spallina (elemento blu), 2) filo in tensione lungo la porzione laterale della schiena, 3) punto di rinvio, 4) connessione punto di rinvio-estremità libera del P.A.M.*

Per evitare di porre il filo in eccessiva tensione e provocarne la rottura improvvisa durante l'utilizzo i muscoli di McKibben non vengono pressurizzati fino al valore massimo del range consentito di 8 bar. Questa forza, quindi, genera una coppia (o momento) intorno al centro articolare della spalla che permette di contrastare l'azione gravitazionale del peso dell'arto e di un eventuale carico aggiuntivo (come, ad esempio, un utensile); in questo modo l'azione muscolare risulta ridotta e si ha una minore percezione di fatica durante l'attività lavorativa con le braccia sollevate.

2.1.2 Catena cinematica

La catena cinematica del dispositivo, sebbene garantisca solo due gradi di libertà per braccio, ha un design semplice e consente una buona mobilità.

L'elemento chiave che connette il meccanismo di generazione della coppia ed il resto della catena cinematica è una spallina, il cui profilo ricurvo è stato ottenuto per interpolazione garantendo che il cavo, indipendentemente dall'angolo di flessione del braccio, rimanga sempre tangente alla superficie (Fig. 2.5). In questo modo è possibile anche compensare la riduzione della forza di trazione del filo all'aumentare dell'angolo di flessione aumentando il braccio della forza, ergo il momento generato dall'esoscheletro.

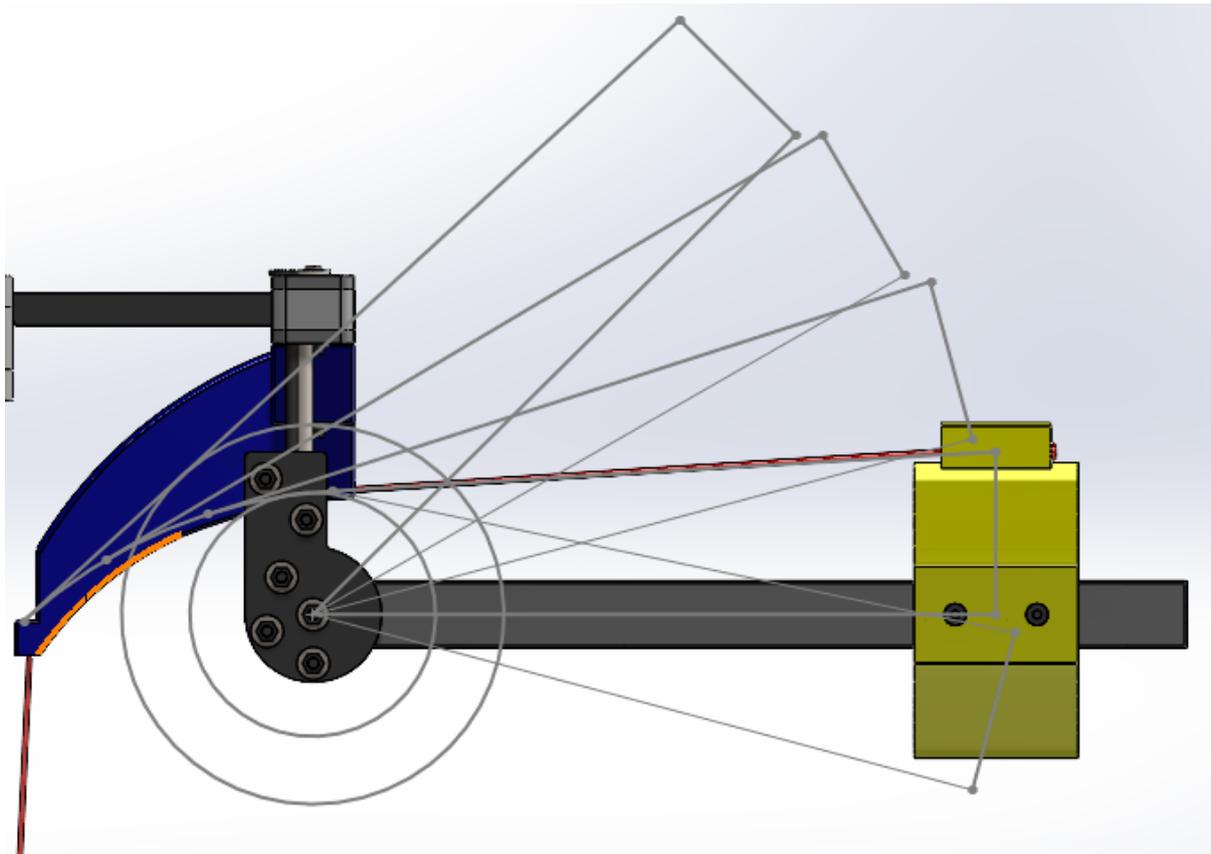


Figura 2.5 Flesso-estensione del braccio esoscheletrico in grigio i profili delle configurazioni a diversi angoli (-15° , 0° , 15° , 30° , 45°). I cerchi rappresentano il minimo ed il massimo braccio di forza. In blu, la spallina.

Il bracciale a cui è annodata l'estremità superiore del cavo di trasmissione è connesso lateralmente ad un puntone in alluminio (Fig. 2.6, punto 1), il quale è collegato ad una cerniera che consente l'elevazione del braccio (Fig. 2.6 punto 2).

Per ogni lato, fra la spallina ed il bracciale, l'esoscheletro è anche dotato di un tendifilo (Fig. 2.7), il quale permette di regolare la lunghezza libera del cavo di trasmissione nella configurazione iniziale di riposo (idealmente intorno ai 90° di flessione del braccio).

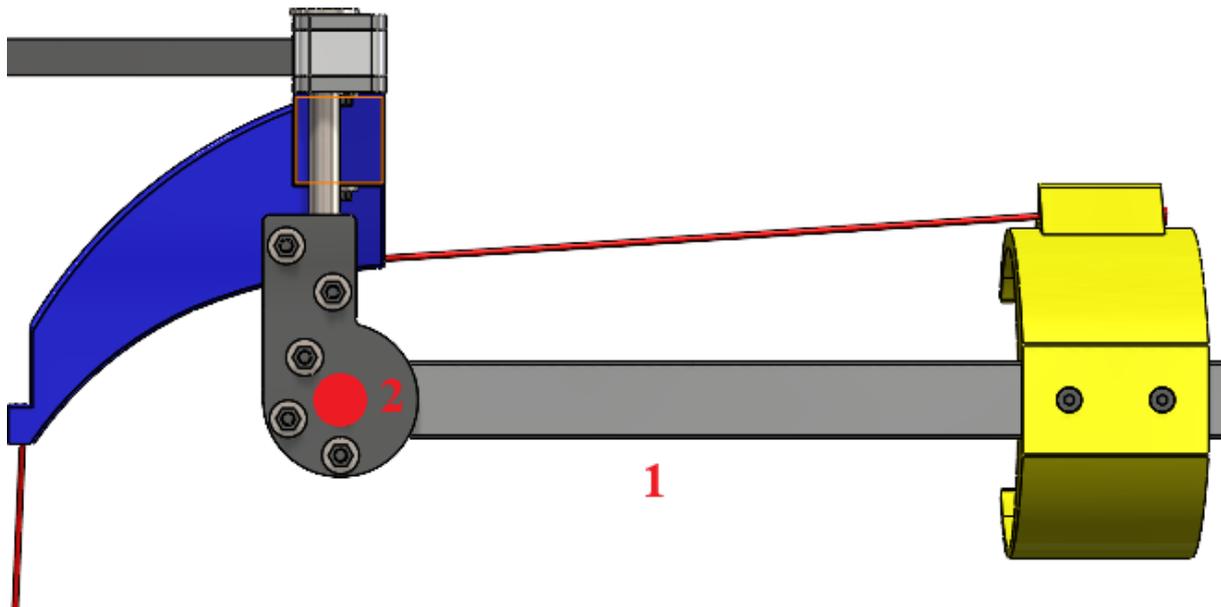


Figura 2.6 Modello 3D del meccanismo di flessione-estensione, 1) puntone in alluminio, 2) Asse di rotazione (vista laterale).

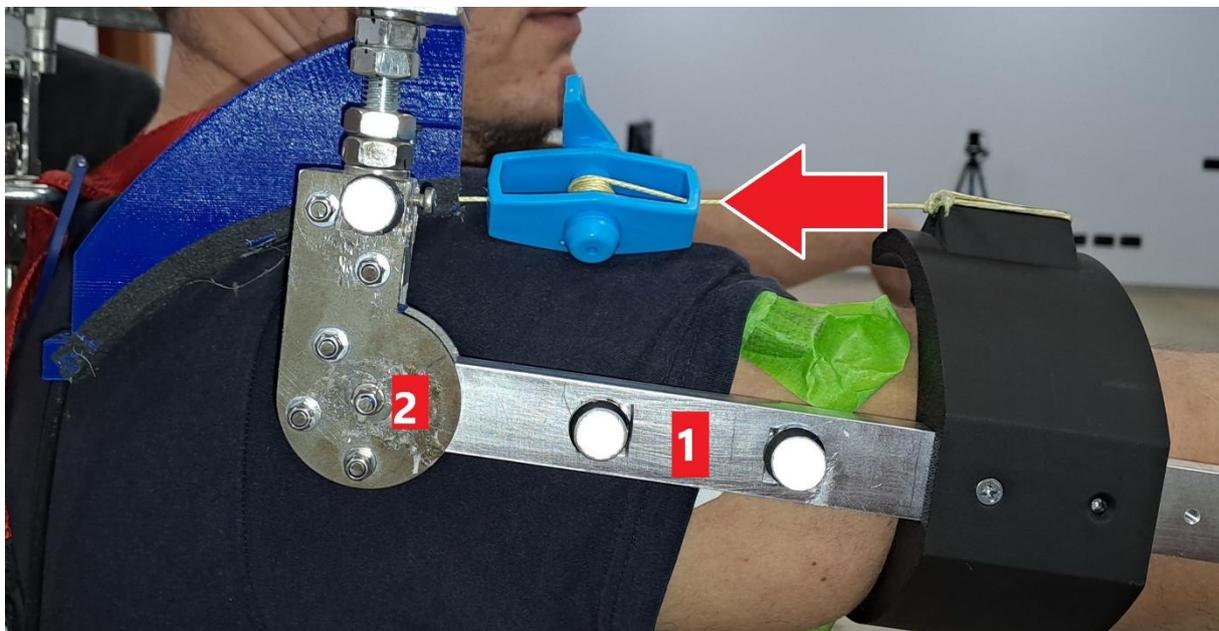


Figura 2.7 Foto indicativa del meccanismo di flessione-estensione dell'esoscheletro, in evidenza il tendifilo celeste, analogamente alla Fig. 2.6 1) è il puntone in alluminio e 2) è il giunto che consente la flessione-estensione

Il giunto a cerniera (del meccanismo di flessione-estensione) è a sua volta connesso al telaio rigido

posteriore mediante un perno verticale (Figure 2.8 e 2.9, punto 2). L'abduzione/adduzione orizzontale è resa possibile da un'ulteriore cerniera (Figure 2.8 e 2.9, punto 1) vincolato ad un'asta in ferro adesa al telaio posteriore (Figure 2.8 e 2.9, punto 3).

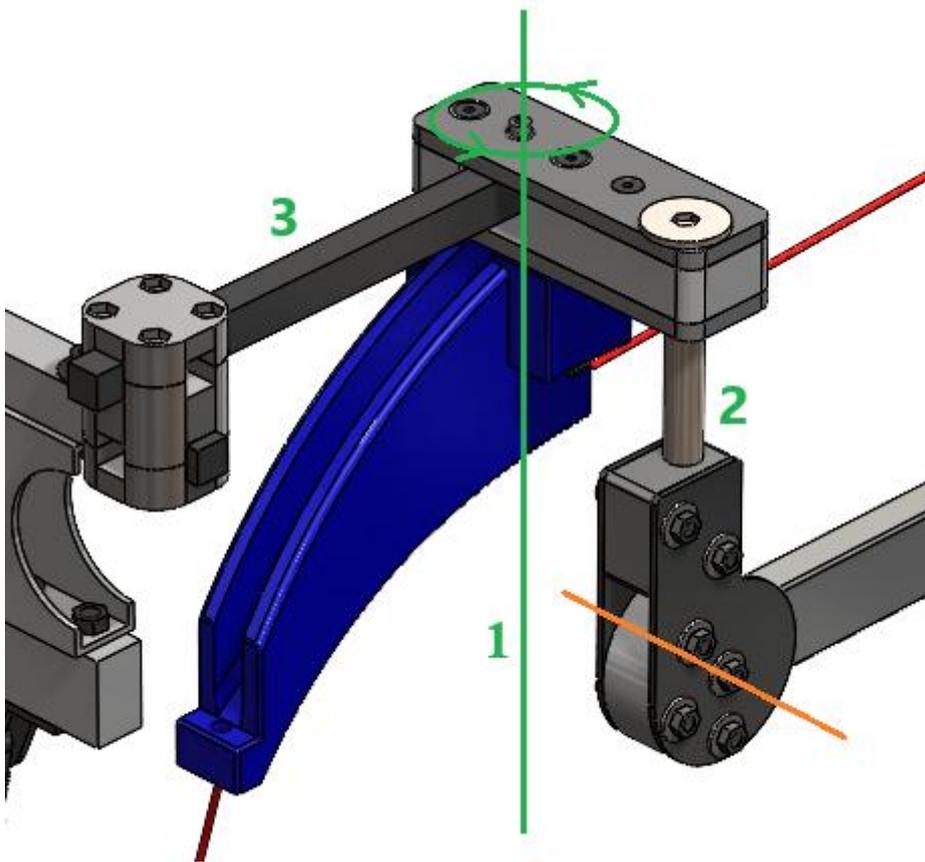


Figura 2.8 Modello 3D del meccanismo di abduzione/adduzione orizzontale dell'esoscheletro, 1) asse di rotazione dell'esoscheletro, 2) perno verticale, 3) barra di ferro, in arancione l'asse di rotazione per la flessione-estensione.

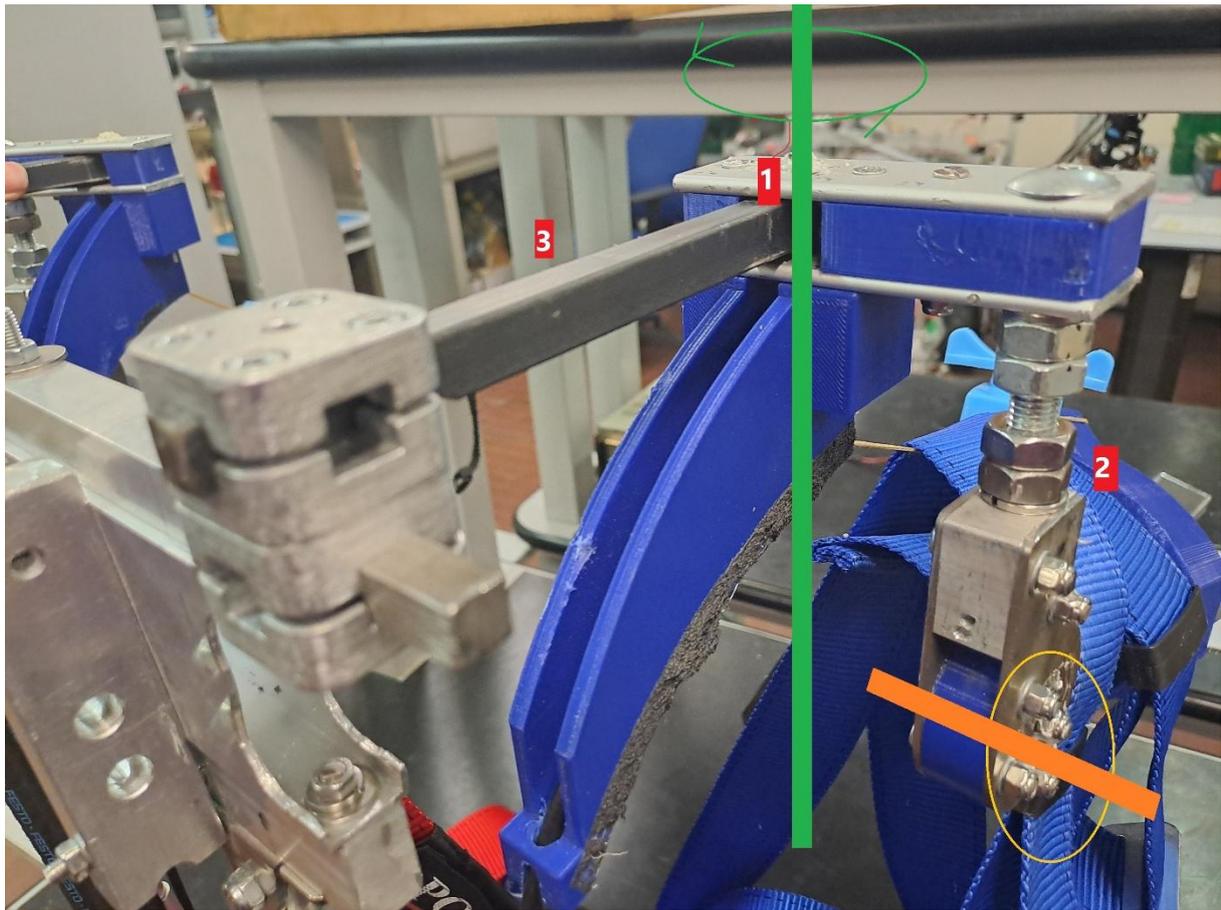


Figura 2.9 Foto indicativa del meccanismo di abduzione/adduzione orizzontale, i punti 1), 2) e 3) corrispondono a quelli della Fig. 2.8, in giallo l'asse di rotazione per la flessione-estensione.

Il cavo, come è già stato accennato, passa attraverso dei punti di rinvio (ricoperti da una guaina) (Fig. 2.10), fissati ad una piastra metallica al di sopra della fascia lombare (che unisce l'imbragatura con il telaio posteriore, Fig.2.11)

Vi è una porzione di filo che infine giunge alle estremità libere del muscolo di McKibben.

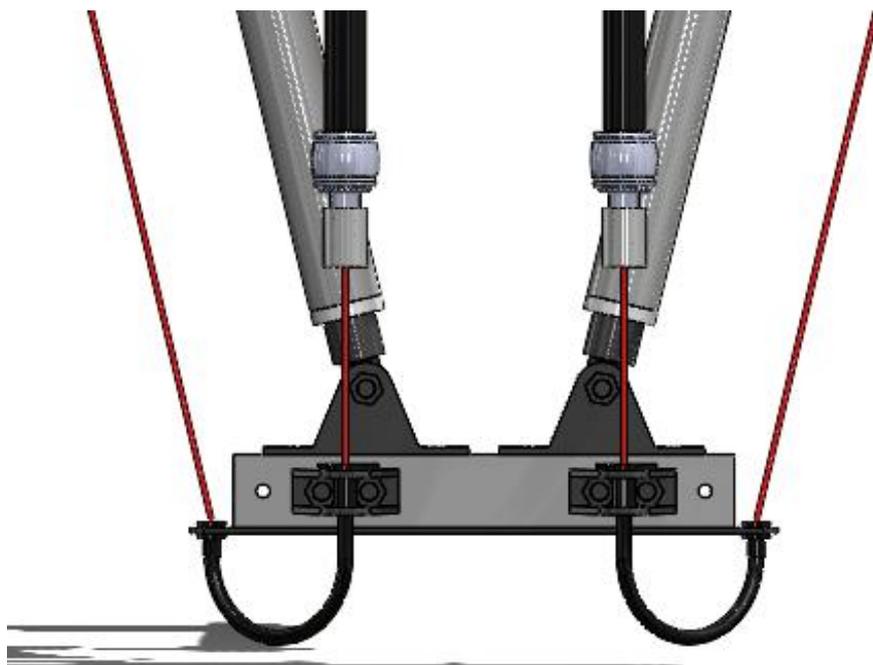


Figura 2.10 Illustrazione 3D dei punti di rinvio e della connessione con i P.A.M.

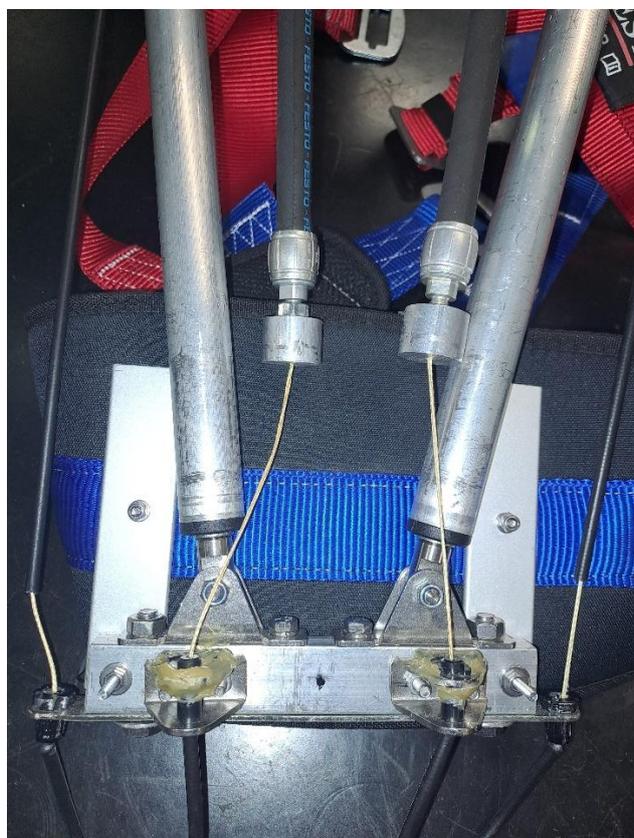


Figura 2.11 Foto illustrativa, riferita a Fig. 2.10, il componente nero in plastica sotto la fascia azzurra e le aste telescopiche la fascia lombare appartenente alle cinghie della cintura lombare.

2.1.2 Modifiche strutturali apportate

Durante il lavoro di tesi, sono state apportate delle modifiche sull'esoscheletro, in particolar modo è stato necessario riprogettare il bracciale, allo scopo di aumentare il diametro interno ed accogliere delle circonferenze maggiori.

Il nuovo modello in plastica PLA è stato stampato all'interno del laboratorio VirtuaLAB nella sede di Mirafiori del Politecnico di Torino.

Alcune misure come, ad esempio, la distanza medio-laterale fra la superficie del puntone e del punto di inserzione del filo, pari a 60 mm, sono state conservate poiché necessarie a prevenire la formazione di momenti parassiti sconfortevoli per l'utilizzatore. Tuttavia, la distanza infero-superiore fra il centro geometrico del bracciale ed il foro del punto di inserzione è stata incrementata di 12 mm (Fig. 2.12).



Figura 2.12 Confronto fra le dimensioni del precedente modello (in verde acqua) ed il corrente modello di bracciale (in blu). Il diametro interno e l'altezza del punto di inserzione sono le modifiche più rilevanti che sono state apportate.

Quest'ultimo ridimensionamento ha avuto delle ripercussioni sulla generazione del momento dell'esoscheletro, poiché è uno dei fattori geometrici che lo determinano, insieme a:

- L'angolo di flessione del braccio esoscheletrico (a partire però dalla condizione iniziale di braccio teso a 90°);
- L'angolo di flessione dell'arto (partendo da flessione nulla);
- La distanza fra il centro articolare della spalla reale (anche abbreviato a SJC, ovvero Shoulder Joint Center) ed il punto d'inserzione del cavo sul bracciale;

Si può notare come gli angoli di elevazione del braccio meccanico e dell'arto umano sono differenti, ciò è dovuto ad un disallineamento del SJC (interno) e quello del giunto a cerniera, che può raggiungere i 2,8 cm (nella direzione infero-superiore del corpo) e 0.3 cm (nella direzione medio-laterale) nella condizione di flessione massima. Questa problematica comporta una perdita della coppia dell'esoscheletro ed una riduzione del suo Range of Motion complessivo, così come la generazione di momenti "parassiti" che interagiscono con i tessuti corporei.

Per poter valutare l'utilizzo del nuovo bracciale sul dispositivo indossabile, sono state effettuate delle analisi comparative (mediante il software di calcolo numerico MATLAB).

Dalle simulazioni sono emersi dei grafici (Fig. 2.13, Fig.2.14 e Fig. 2.15) e sulla base di essi, si è stabilito che le alterazioni della geometria del nuovo bracciale non costituiscono una problematica significativa all'esoscheletro.

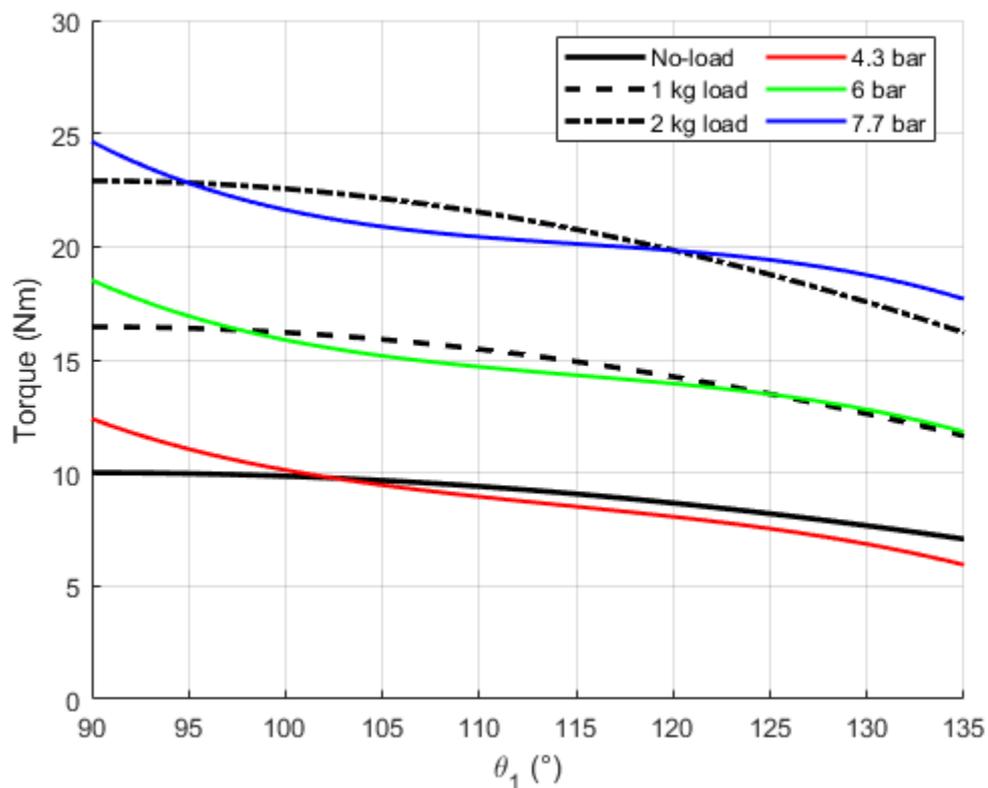


Figura 2.13 Momento generato dal muscolo di McKibben in funzione dell'angolo di elevazione dell'arto; ogni curva rappresenta una differente pressione di carico, mentre quelle nere rappresentano i momenti gravitazionali aggiuntivi (oggetti di 1 o 2 kg).

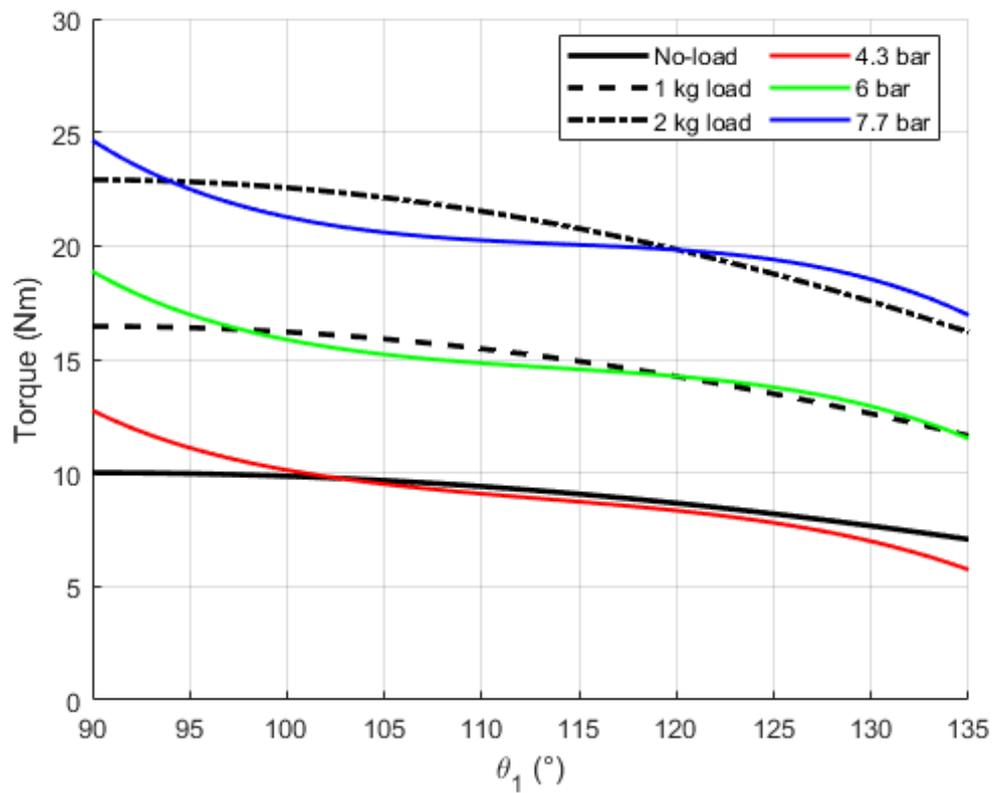


Figura 2.14 Grafico riferito al nuovo modello di bracciale

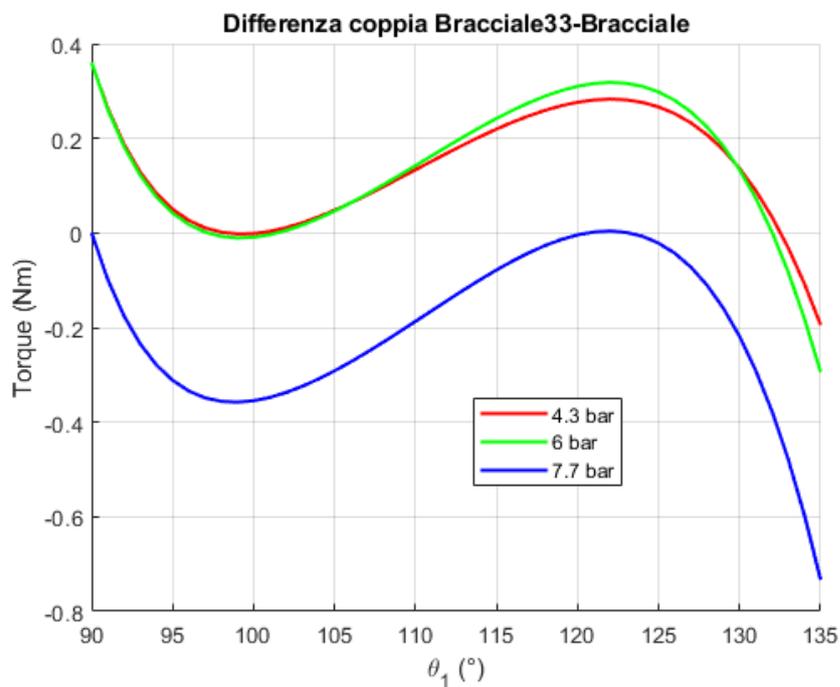


Figura 2.15 Curva pari alla differenza di coppia con i due modelli diversi di bracciale

2.1.3 Destinazione d'uso

Questo prototipo è stato progettato al fine di essere impiegato in specifiche mansioni industriali, categorizzate come “overhead”, dove l'operatore deve manipolare degli strumenti posizionati al di sopra del capo e quindi è richiesto che tenga sollevati gli arti superiori per un periodo arbitrariamente prolungato, ad esempio l'avvitamento/svitamento, la saldatura oppure il collegamento di fili elettrici. Un esempio di impiego del dispositivo potrebbe essere una catena di montaggio industriale in ambito automobilistico, oppure una riparazione di un quadro elettrico sopraelevato.

2.2 Prove sperimentali preliminari

Precedentemente a questo lavoro di tesi, sono già state effettuate delle prove sperimentali di validazione dell'esoscheletro passivo per arti superiori.

Per ottenere i dati necessari sono state impostate due tipologie di prove, da effettuare con e senza l'esoscheletro indosso:

- Prova statica, dove il soggetto ha sostenuto un carico di 1,2 kg (un avvitatore elettrico) con il braccio dominante fisso ad un angolo di elevazione del braccio ad esso confortevole per una durata minima di 50 s;
- Prova dinamica, nella quale il soggetto ha ripetuto per dieci volte una sequenza di movimenti (guidata da un supporto appositamente creato) sorreggendo il carico precedentemente citato.

Gli obiettivi principali di queste prove sperimentali riguardavano:

- Lo sforzo muscolare ottenuto dai muscoli della spalla (in particolare deltoide anteriore, deltoide mediale e gran dorsale) e del dorso ad altezza lombare (lunghissimo ed ileocostale), con l'ausilio di sensori EMG.
Il dato indicativo del segnale EMG utilizzato è l'ARV (Average Rectified Value).
- La cinematica articolare degli arti superiori (in particolare i movimenti delle spalle)
Per queste misurazioni, è stato necessario configurare un sistema optoelettronico basato su marker passivi, posizionati sulla parte superiore del corpo (torso e braccia).
I dati ottenuti in output dal sistema sono le coordinate in mm dei marker.
- Il disallineamento fra il SJC e quello strutturale, anche in questo caso calcolato adoperando il sistema di motion-analysis mediante il posizionamento di marker passivi;
- L'equilibrio posturale, valutato mediante una pedana dinamometrica, che ha restituito come valori la posizione in mm del centro di pressione (abbreviato a COP, “Centre Of Pressure”).
Quest'ultimo parametro, da non confondersi con il COM (il centro di massa) è il centro geometrico che descrive le distribuzioni delle forze di reazione al terreno.

Dalle prove, sono stati ottenuti i seguenti risultati:

- Nelle prove statiche (con il braccio flesso a 90°), l'ARV del deltoide anteriore ha subito una riduzione del 70% e del 57% per il deltoide mediale;
- Nelle prove dinamiche, i valori di ARV dei muscoli DM, DA e gran dorsale hanno subito delle diminuzioni del 23%, 47% e 26%;

2.3 Sistemi di acquisizione dati

Nei seguenti paragrafi, verranno descritte le metodologie di acquisizione dei dati mediante la strumentazione di laboratorio impiegata allo svolgimento dapprima di alcune prove preliminari, ed infine delle prove definitive, oggetto della tesi

2.3.1 Sistemi di prelievo EMG

Allo scopo di monitorare l'attività elettromiografica si sono utilizzati dei sensori EMG wireless multicanale Cometa Wave Plus, aventi CMRR pari a 120 dB, impedenza di input di 20 MΩ e guadagno 1000. A questi sono stati applicati degli elettrodi di superficie Ag/AgCl. Per ottenere un segnale meno esposto a rumore dovuto all'impedenza cutanea, la pelle è stata detersa con un panno imbevuto di clorexidina sulle zone di interesse.

I muscoli reclutati nella mobilità degli arti superiori, ed in generale analizzati nelle validazioni sperimentali per gli esoscheletri, sono:

- Bicipite brachiale;
- Tricipite brachiale;
- Deltoide anteriore;
- Deltoide mediale;
- Deltoide posteriore;
- Grande pettorale;
- Grande dorsale;

Questa tabella (Tabella 2.1) riassume le caratteristiche e la fisiologia di questi muscoli:

Tabella 2.1 Tabella illustrativa dei muscoli della spalla

Muscolo	Localizzazione anatomica	Funzione primaria
Bicipite	Porzione ventrale-anteriore del braccio	Flessione del gomito
Tricipite	Porzione dorsale-posteriore del braccio	Estensione del gomito
Deltoide anteriore	Segmento anteriore del deltoide, lateralmente alle articolazioni delle spalle	Flessione (elevazione) e parziale adduzione orizzontale del braccio
Deltoide mediale	Segmento intermedio del deltoide, lateralmente alle articolazioni delle spalle	Abduzione frontale del braccio
Deltoide posteriore	Segmento posteriore del deltoide, lateralmente alle articolazioni delle spalle	Estensione/iperestensione del braccio e parziale abduzione orizzontale del braccio
Gran pettorale	Porzione frontale del torace, dalla seconda alla sesta costola	Adduzione orizzontale

Gran dorsale	Porzione posteriore del torace e della schiena, dalle ultime sei vertebre toraciche fino alle creste iliache, con inserzioni in prossimità delle epifisi omerali prossimali	Estensione del braccio e adduzione frontale del braccio
--------------	---	---

Per ovvi motivi pratici, vengono selezionati i muscoli più superficiali (facilitando quindi la registrazione dell'attività mioelettrica) e dotati di un volume sufficiente al posizionamento degli elettrodi.

Riguardo a quest'ultimo aspetto, esistono dei protocolli che hanno lo scopo di individuare il posizionamento più efficace per l'acquisizione del segnale EMG, come ad esempio il protocollo SENIAM (Surface EMG for Non-Invasive Assessment of Muscles) [34].

La tabella sottostante (Tabella 2.2) riassume la modalità di posizionamento ed individuazione delle zone di applicazione degli elettrodi superficiali

Tabella 2.2 Tabella per l'applicazione degli elettrodi (muscoli del tronco ed arti superiori)

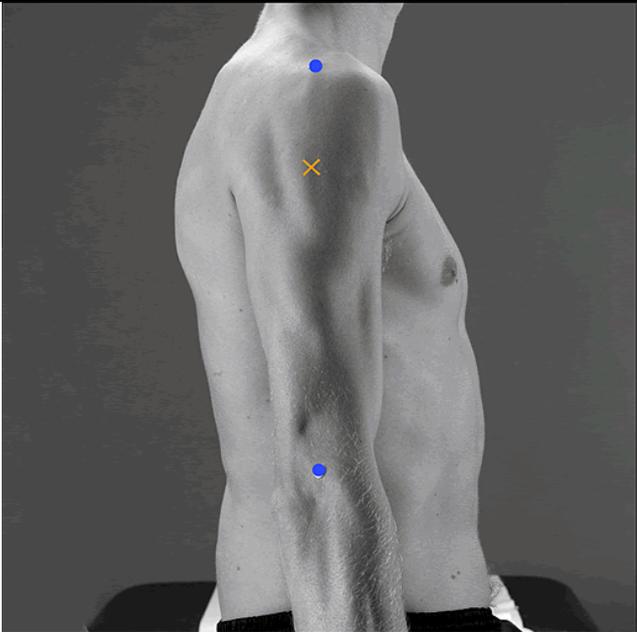
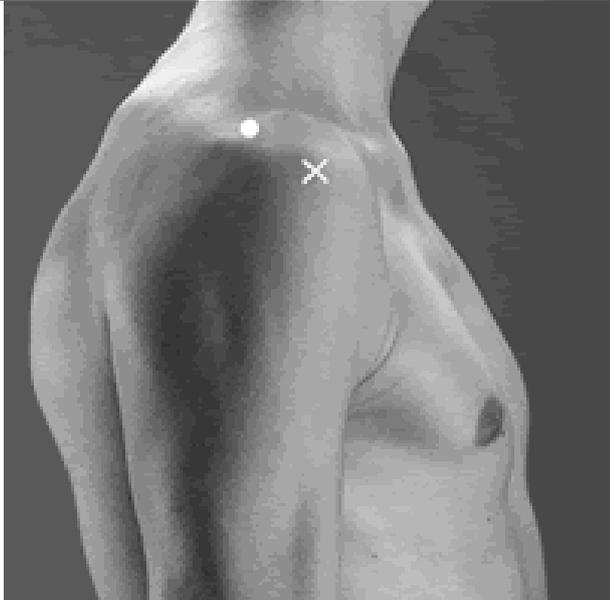
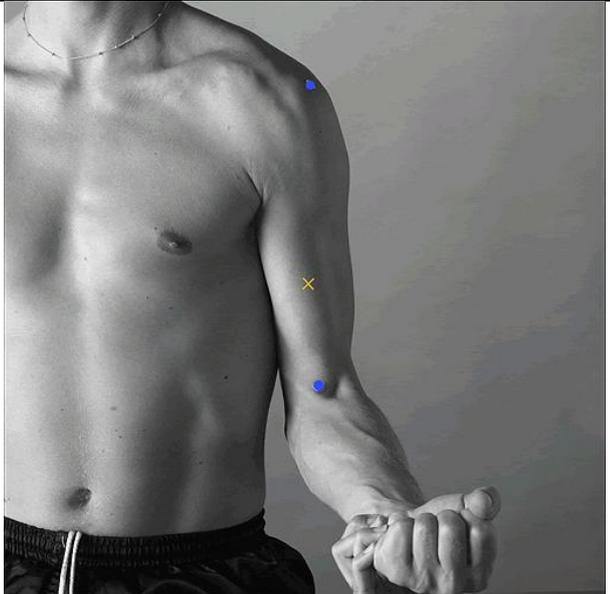
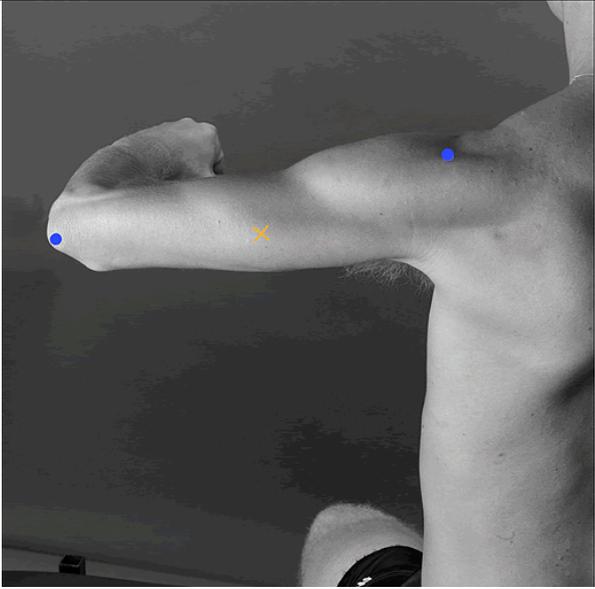
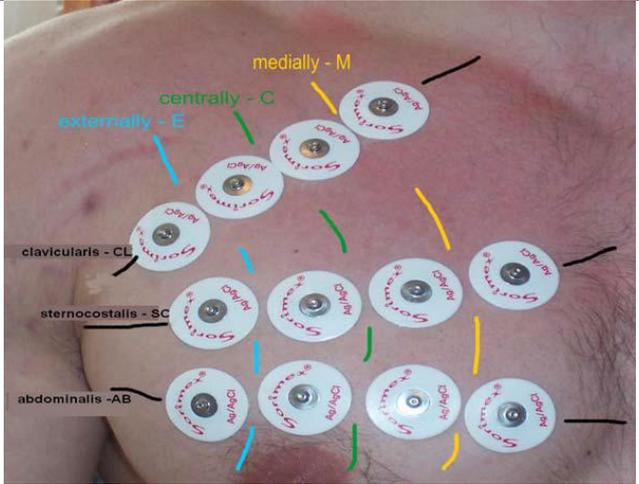
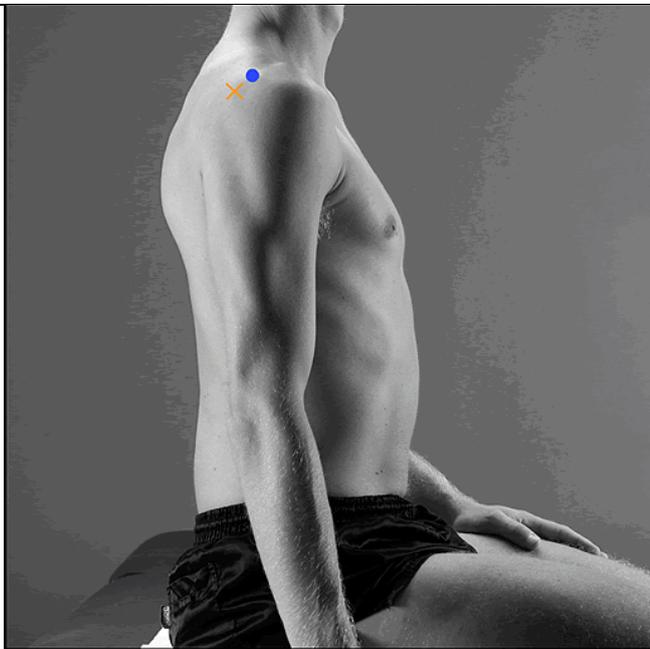
Deltoide mediale	“gli elettrodi devono essere orientati lungo la linea che congiunge l'acromion (punto blu sopra) e l'epicondilo laterale del gomito (punto blu sotto), mentre il soggetto tiene il braccio abdotta ma non ruotato e posizionati sulla protuberanza muscolare generata”;	
------------------	---	---

Figura 2.16 Posizionamento degli elettrodi per il deltoide mediale [34]. In giallo la zona di applicazione.

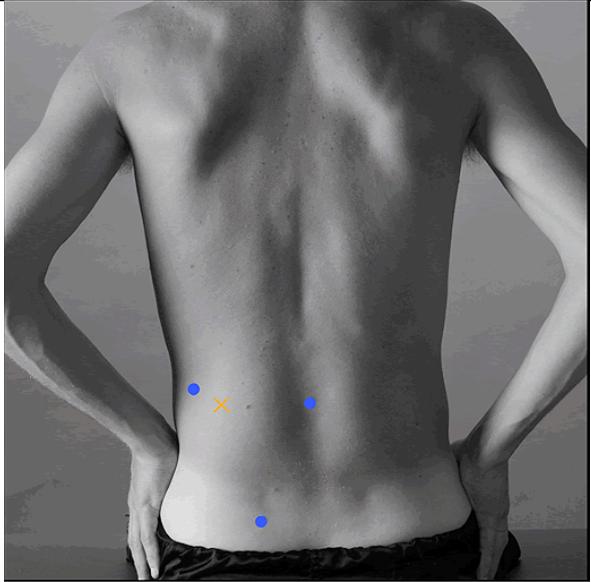
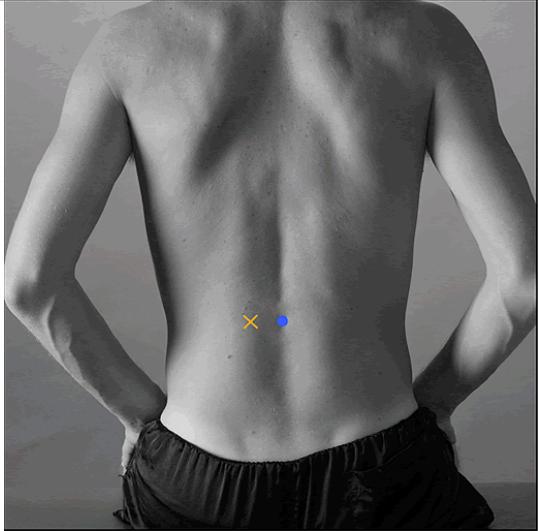
<p>Deltoide anteriore</p>	<p>gli elettrodi sono stati orientati lungo la linea che congiunge l'acromion (punto bianco) ed il pollice, mentre il soggetto ha il braccio abdotto e leggermente flesso, a partire da una distanza di un dito distalmente ed anteriormente dall'acromion”;</p>	 <p><i>Figura 2.17</i> Posizionamento degli elettrodi per il deltoide mediale [34]. La croce è la zona di applicazione.</p>
<p>Bicipite brachiale</p>	<p>gli elettrodi sono stati orientati lungo la linea che congiunge l'acromion (punto blu sopra) e la fossa cubitale (punto blu sotto), mentre il soggetto ha l'avambraccio supino e flesso di 90° o circa, a partire dalla fossa cubitale, ad una distanza di circa un terzo della lunghezza del braccio;</p>	 <p><i>Figura 2.18</i> Posizionamento degli elettrodi per il bicipite brachiale [34]. In giallo la zona di applicazione.</p>

<p>Tricipite brachiale</p>	<p>gli elettrodi sono stati orientati lungo la linea che congiunge l'acromion (punto blu a destra) e l'olecrano (punto blu a sinistra), mentre il soggetto ha il braccio abdotto a 90° e l'avambraccio flesso di 90°, posizionati a metà del braccio e medialmente a due dita di distanza dalla linea;</p>	 <p><i>Figura 2.18</i> Posizionamento degli elettrodi per il tricipite brachiale [34]. In giallo la zona di applicazione.</p>
<p>Gran dorsale</p>	<p>il primo elettrodo è stato posizionato 4 cm caudalmente dal vertice inferiore della scapola e a metà fra la spina dorsale ed il bordo della schiena; il secondo elettrodo invece a 2 cm dal primo lungo una linea inclinata di 65° a partire dall'asse longitudinale spinale [35]</p>	 <p><i>Figura 2.19</i> Immagine presa dalle precedenti prove sperimentali sul prototipo (gran dorsale) [32]</p>

<p>Gran pettorale</p>	<p>posizionamento sternocostale-intermedio [36]</p>	 <p><i>Figura 2.20 Immagine ricavata dal paper consultato per il posizionamento degli elettrodi sul gran pettorale. [36]</i></p>
<p>Deltoide posteriore</p>	<p>Gli elettrodi sono centrati in un'area localizzata a due dita di distanza dall'angolo dell'acromion (punto blu), nella direzione che congiunge l'acromion con il mignolo, mentre il soggetto abduce ed estende leggermente il braccio</p>	 <p><i>Figura 2.21 Posizionamento degli elettrodi per il deltoide posteriore. [33]</i></p>

In alcuni casi, vengono anche analizzati i muscoli erettori spinali (Tabella 2.3), questi non solo svolgono la funzione biomeccanica di stabilizzazione della colonna vertebrale (mediante i movimenti di flessione-estensione del tronco), ma sono anche degli indicatori della fatica muscolare provocata dal peso di un esoscheletro e soprattutto della redistribuzione delle forze lungo la zona lombare.

Tabella 2.3 Tabella per l'applicazione degli elettrodi (erettori spinali)

Muscolo	Posizionamento	Illustrazione
Ileocostale	gli elettrodi sono stati orientati lungo la linea che congiunge la spina iliaca posteriore (punto blu in basso) e il punto inferiore dell'ultima costola (punto blu sulla sinistra), ma posizionati medialmente di un dito dalla linea, all'incirca all'altezza della vertebra L2 (punto blu al centro della schiena);	 <p><i>Figura 2.22</i> Posizionamento degli elettrodi per l'ileocostale [34]. La croce gialla è la zona di applicazione.</p>
Lunghissimo (dorsale)	gli elettrodi sono stati orientati verticalmente, distante lateralmente di un dito dalla vertebra L1 (punto blu)	 <p><i>Figura 2.23</i> Posizionamento degli elettrodi per il lunghissimo [34]. La croce gialla è la zona di applicazione.</p>

2.3.2 Pedana dinamometrica

Al fine di osservare la variazione del centro di pressione (detto COP) e valutare l'equilibrio posturale, si è scelto come strumento una pedana dinamometrica del modello AMTI OR6-7 (Fig. 2.24) , con una risoluzione del COP inferiore a 0.2 mm (per carichi minimi di 50 lb, ovvero 22,7 kg), una portata massima di 1000 lbs (ovvero 453,6 kg circa) [37].

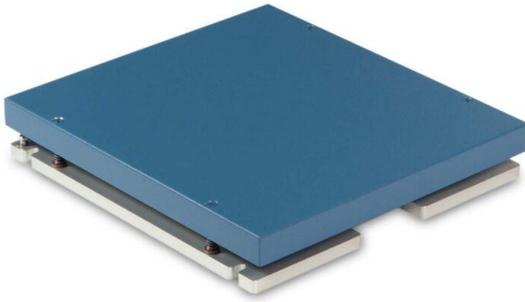


Figura 2.24 AMTI OR6-7 (Fonte: sito web AMTI)

2.3.4 Sistema optoelettronico

Il laboratorio dove sono state eseguite le prove preliminari, e successivamente i test sperimentali sul campione selezionato, è provvisto di 12 telecamere ad infrarossi VICON Vero 2.2 con una frequenza di campionamento impostata a 100 Hz (massima frequenza 330 Hz). La risoluzione video è di 2048x1088 pixel e la latenza è di 3.6 ms.

Nonostante l'ampio volume di cattura, le prove sperimentali sono state delimitate in corrispondenza di una pedana dinamometrica installata sul pavimento.

Il software utilizzato per la registrazione e l'elaborazione dei dati è VICON Nexus 2.11.

Nella strumentazione per il sistema optoelettronico è inclusa una cosiddetta "Active Wand" (Fig. 2.25) dotata di 5 marker su di essa, che viene utilizzata in fase di calibrazione.



Figura 2.25 Modello di Active Wand (Fonte: VICON Active Wand v2 Nir-Electronic motion capture Calibration Device User Guide)

I marker utilizzati per questo sistema optoelettronico sono passivi, ovvero necessitano di una sorgente esterna (le telecamere ad infrarosso) per riflettere la luce e risultare distinti dall'ambiente circostante. Il diametro della sfera infrarosso-riflettente è di 14 mm.

2.3 Algoritmi e software utilizzati

2.3.1 VICON

VICON Nexus 2.11 è il software utilizzato per ottenere le coordinate spaziali dei marker e l'attività EMG dei sensori.

Per configurare il sistema di acquisizione e raccogliere i dati sulla cinematica dei soggetti, si procede secondo alcuni step:

1. Preparazione del sistema VICON;
2. Preparazione del soggetto;
3. Registrazione;
4. Labeling dei marker e fase di editing
5. Esecuzione delle pipeline
6. Salvataggio ed esportazione dei dati

Preparazione sistema Vicon: Dopo aver verificato la connessione di tutte le unità periferiche utilizzate, le telecamere vengono configurate per garantire la visibilità dei marker modulando la maschera (ovvero i filtri che consentono di discriminare gli oggetti riflessi con l'ambiente circostante), assicurandosi inoltre di aver rimosso qualsiasi superficie riflettente oppure sorgenti luminose che possano interferire con il processo.

Per poter calibrare le telecamere ad infrarossi, si utilizza l' "Active Wand" che viene mossa il più possibile all'interno dello spazio 3D di cattura quando il sistema è "on line" (quindi in fase di registrazione), ciascuna telecamera emanerà un segnale luminoso per indicare la corretta calibrazione. Il passo successivo è la definizione dell'origine del sistema di riferimento globale (per comodità è posta sopra la pedana dinamometrica), posizionando un cluster di marker (oppure sfruttando quelli incorporati sulla Active Wand); allo stesso tempo è possibile calibrare il piano corrispondente al terreno aiutandosi con le livelle a bolla presenti sulla bacchetta.

Preparazione del soggetto: inizialmente è necessario definire un set di marker per poter effettuare un'operazione di labeling; Il Plug-in Gait offre già un posizionamento "full-body" e l'etichettatura dei marcatori predefiniti. Tuttavia, se si vuole effettuare delle modifiche è necessario implementare un Virtual Skeleton Template (VST) personalizzato. Questa operazione viene considerata se si vogliono aggiungere dei marker aggiuntivi lungo delle articolazioni particolarmente mobili oppure per costruire nuovi elementi, come ad esempio l'esoscheletro indossato dall'utilizzatore.

Per definire i segmenti corporei, vengono selezionati dei cluster di almeno 3 marker.

Per la calibrazione di un modello scheletrico virtuale, si eseguono delle prove come quelle statiche (dove il soggetto è in "T-pose" oppure in posizione "motocicletta" illustrata nella Fig. 2.26, con i gomiti flessi a 90°) oppure quelle dinamiche, atte all'esplorazione del Range Of Motion (ROM).

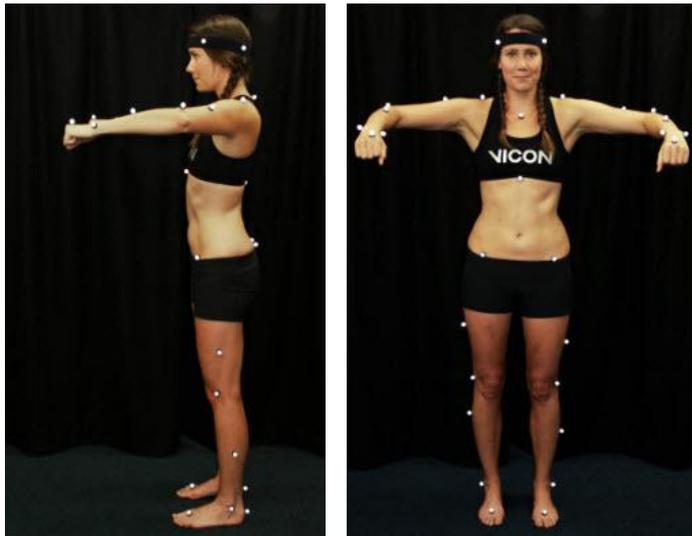


Figura 2.26 Posizione a “motocicletta” utilizzata per la calibrazione statica (Fonte: Vicon Nexus user Guide)

Registrazione: Nella schermata 3D, è visualizzato il modello muscolo-scheletrico con i segmenti corporei colorati. È possibile anche osservare in simultanea altri tipi di segnali, come l’attività EMG, se vi sono stati connessi ed attivati i sensori appositi.

Labeling/edit: dopo aver registrato il trial, è possibile consultare “off-line” dalla Quality tab (Fig. 2.27) per ogni frame lo stato dei marker e quindi rilevare in caso degli errori, come marker scambiati, etichette mancanti oppure traiettorie discontinue. In quest’ultimo caso, visualizzando i grafici tempo-postamento per ciascuno dei tre assi, è possibile ricostruire (ad esempio mediante una funzione spline) la posizione dei marker.

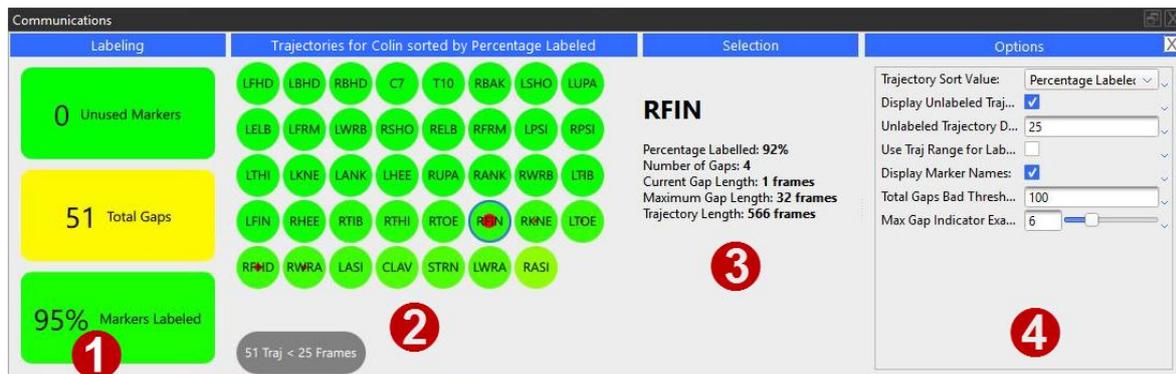


Figura 2.27 Visualizzazione della Quality tab (Fonte: Vicon Nexus user Guide)

Pipeline: le pipeline sono come delle macro, che consentono di automatizzare alcuni processi relativi ai dati misurati, quali ad esempio l’esportazione dei file, il taglio di finestre temporali all’interno del segnale oppure operazioni di filtraggio e gap-filling dei dati mancanti. Per agevolare l’elaborazione mediante IDE oppure software di calcolo numerico (MATLAB), sia la cinematica sia l’attività EMG sono salvate in formato .csv.

2.3.2 MATLAB

Come software utilizzato per scrivere i codici e le funzioni necessarie ad elaborare i dati, si è utilizzato MATLAB di Mathworks Inc., aggiornato alla versione più recente R2024b.

I dati provenienti da VICON Nexus contengono sia le coordinate dei marker sia i segnali EMG; per agevolare la lettura dei file questi sono stati salvati in formato .csv.

Il codice complessivo utile a descrivere il protocollo è costituito da funzioni e da main, classificati in base al tipo di dati raccolti durante le prove.

Per la visualizzazione dei risultati, il codice (con le sue relative funzioni custom) è servito a diversi scopi:

- Lettura dei file .csv, i dati tabellati provenienti da VICON sono stati convertiti in strutture, i cui campi fanno riferimento ad alcune informazioni, come il codice del soggetto, il tipo di prova eseguita oppure il modo in cui è stata effettuata (con o senza l'esoscheletro);
- Filtraggio dei dati, soprattutto per i segnali EMG è stato fondamentale applicare una serie di filtri per eliminare rumori e, in alcuni casi, artefatti che altrimenti avrebbero impedito la corretta interpretazione e comprensione dei risultati ottenuti;
- Calcolo della cinematica articolare, partendo dalle coordinate 3D dei marker è stato reso possibile ricostruire degli enti geometrici (quali segmenti corporei, versori, etc...) necessari per individuare nel tempo spostamenti angolari delle articolazioni;
- Visualizzazione del CoP, i dati provenienti dalla pedana dinamometrica (anch'essi esportati da VICON) sono stati riorganizzati e visualizzati mediante dei grafici 2D chiamati "statokinesiogrammi";
- Studio della fatica muscolare, in linea teorica, la fatica muscolare comporta una perdita della forza muscolare, risultata da varie concause come la diminuzione nella produzione di acetilcolina e l'abbassamento del pH all'interno delle fibre muscolari, così come una riduzione della velocità di conduzione degli impulsi mioelettrici. Esaminando i segnali EMG, questo fenomeno è osservabile grazie alla variazione di alcuni parametri, quali una riduzione delle frequenze (in particolare quella media e mediana) nella stima spettrale di potenza detta PSD ed un incremento dell'ARV (oppure del RMS) del segnale EMG prelevato.

Le formule di alcuni dei parametri utilizzati negli algoritmi sono queste:

$$f, media = \frac{\sum_{i=1}^N PSD(i) * f(i)}{\sum_{i=1}^N PSD(i)},$$

$$f, mediana = f, med = f(i, med) \in PSD : \sum_{i=1}^{i, med} PSD(i) = \frac{1}{2} * \sum_{i=1}^N PSD(i)$$

$$ARV = \frac{\sum_{i=1}^N |V(i)|}{N},$$

N corrisponde al numero totale di campioni in un'epoca, i è l'indice di un singolo campione.

Mediante gli appositi algoritmi si sono ricavati questi parametri, suddividendo inoltre il segnale in epoche, così da risultare più comoda l'analisi della fatica muscolare.

Capitolo 3: Sviluppo del protocollo sperimentale

Per lo sviluppo del protocollo sperimentale definitivo, è stato necessario, nelle prime fasi del lavoro di tesi, prendere dimestichezza con la strumentazione da laboratorio disponibile (vedi capitolo 2.3) e progettare il codice necessario per l'elaborazione e visualizzazione dei dati.

A questo scopo, sono state effettuate 3 sessioni preliminari, delle quali ne verranno discussi gli obiettivi, i metodi ed i risultati.

3.1 Prima sessione preliminare: cinematica

3.1.1 Obiettivi

L'obiettivo di questa prima sessione è stato prendere conoscenza del software VICON e valutare quali e quanti marker inserire nel protocollo finale, al fine di renderlo il più rapido e semplice possibile. In questa prova l'esoscheletro non è stato ancora utilizzato.

3.1.2 Metodi

I marker applicati sul soggetto sono stati selezionati da un protocollo detto "Plug-In Gait", sviluppato dalla VICON Motion Systems ed impiegato nell'analisi cinematica optometrica, per la creazione di modelli anatomici 3D stabili (Fig. 3.1). A partire dalle coordinate 3D dei marker e da alcuni dati antropometrici articolari, è possibile, mediante delle funzioni e degli algoritmi, determinare gli orientamenti e le posizioni dei segmenti articolari analizzati.

Alcuni dei marker appartenenti alla porzione superiore del corpo (ad eccezione del capo) sono:

- C7, posizionato in corrispondenza della vertebra più caudale delle cervicali;
- T10, posizionato sull'omonima vertebra;
- STRN, sul processo xifoideo dello sterno;
- CLAV, sopra la fossa giugulare;
- R ("right") SHO e L ("left") SHO, posizionati sulla giunzione acromio-clavicolare;
- RFA, marker sull'avambraccio per meglio discernere il lato sinistro da quello destro;
- RELB e LELB, applicati sopra gli epicondili laterali cubitali;
- RWRA e LWRA, medialmente ai polsi;
- RWRB e LWRB, lateralmente ai polsi;

Allo scopo di ottenere delle misurazioni degli angoli articolari maggiormente accurate, sono stati aggiunti dei marker, come ad esempio:

- RCLA e LCLA, all'incirca nel punto intermedio della linea che congiunge i marker R/LSHO-CLA;

- RELBM e LELBM, applicati sopra gli epicondili mediali cubitali;

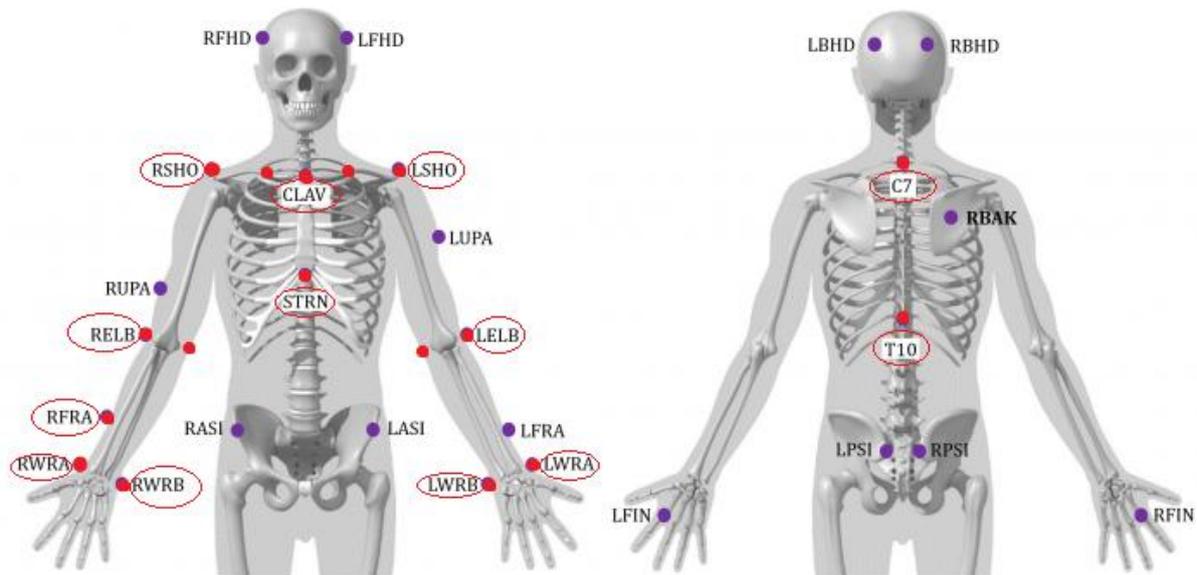


Figura 3.1 Protocollo marker PiG, i marker rossi cerchiati sono quelli utilizzati nella prova preliminare, quelli rossi non cerchiati sono marker aggiuntivi.

Le misure antropometriche relative alle articolazioni del soggetto utili allo studio della cinematica articolare sono:

- Offset articolare della spalla, cioè la distanza fra il centro anatomico del “giunto sferico” della spalla (interno al corpo e non visibile) e la giunzione acromion-clavicolare;
- Offset articolare degli epicondili cubitali, ovvero la distanza fra i due epicondili (mediale e laterale) del gomito;
- Spessore del polso, in direzione anteroposteriore;

Al soggetto è stato chiesto di muovere prima l’arto sinistro e poi quello destro in modo randomico, anche se principalmente sono stati usati movimenti di flessione-estensione e abduzione/adduzione orizzontale della spalla.,

A livello di codice sono state progettate due funzioni MATLAB:

- per determinare dei sistemi di riferimento (abbreviati anche a S.d.R.) per ogni articolazione, caratterizzati da un’origine (che verrà indicata anche Joint Center, o JC) ed una terna di assi ortogonali fra loro;
- per determinare la cinematica articolare, confrontando gli orientamenti delle terne di assi di segmenti anatomici “consecutivi”;

La prima funzione, denominata “Calc_References.m”, riceve in input le coordinate di ciascun marker passivo e restituisce in output le coordinate dei centri di rotazione articolari (chiamati anche Joint Center o JC nel codice) e i coseni direttori che caratterizzano le terne ortogonali dei S.d.R. locali anatomici.

I Joint Center ricavati sono:

- TJC (Thorax Joint Center), calcolato come il punto intermedio fra i marker C7, T10, CLAV e STRN;

- R/LSJC (Shoulder joint Center), calcolato mediante la funzione CHORD definita dal protocollo Plug-in Gait, avente come input:
 - Il marker R/LSHO;
 - L'origine del torace;
 - La distanza fra R/LSHO ed Il segmento "clavicola" (pari al prodotto vettoriale della distanza fra il marker R/LSHO e TJC e l'asse antero-posteriore del torace);
 - L'offset articolare della spalla;
- R/LEJC (Elbow Joint Center), definite dalla funzione CHORD, che in input possiede:
 - Il marker R/LELB;
 - Il marker R/LSJC;
 - Un vettore "virtuale" che simula un marker su bacchetta, con una lunghezza arbitraria ma direzione mediolaterale;
 - L'offset articolare degli epicondili cubitali;
- R/LWJC (Wrist Joint Center), posizionato a metà fra i marker WRB e WRA (in direzione mediolaterale), e a metà dello spessore del polso (in direzione anteroposteriore);

La funzione CHORD precedentemente citata deve il suo nome alla proprietà geometrica per la quale fra 3 punti giacenti sullo stesso piano passa una circonferenza, il centro articolare (punto verde nella Fig. 3.2 a sinistra) risulta quindi ortogonale sia al centro articolare più "prossimale" (punto blu in alto nella Fig. 3.2 a sinistra) che al marker posto lateralmente, posizionato, ad esempio, su un epicondilo (punto blu in basso nella Fig.3.2 a sinistra)

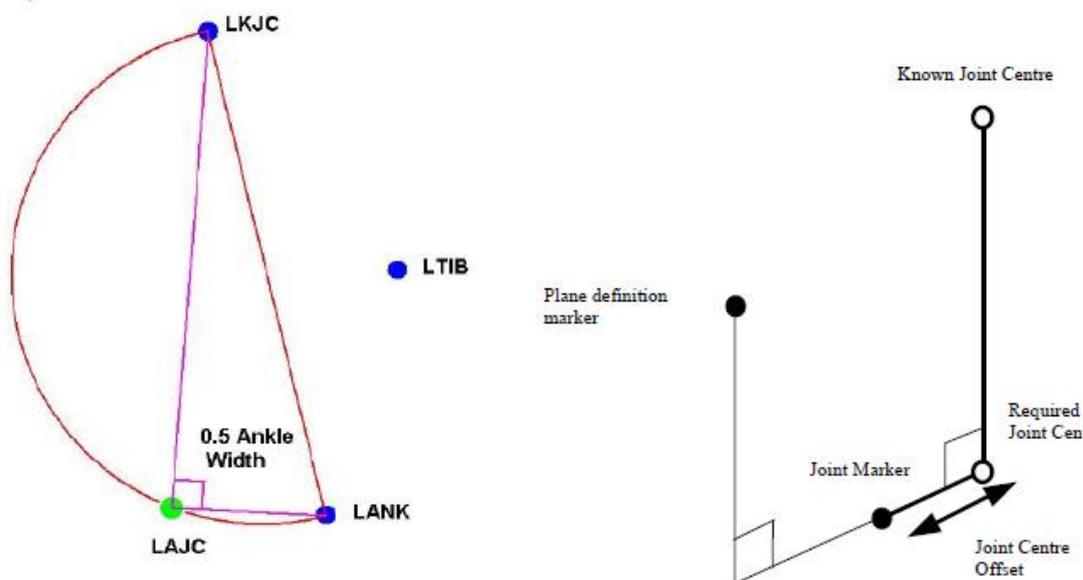


Figura 3.2 funzione CHORD su un set di marker articolari di arto inferiore (LKJC indica il centro del ginocchio sinistro, LANK il marker laterale della caviglia) (Fonte: *Vicon Plug-in Gait Reference Guide*)

Individuati i centri articolari, sono stati poi determinate le direzioni delle terne ortogonali (Tabella 3.1):

Tabella 3.1 Direzioni terne geometriche dei S.d.R. locali anatomici

Joint Center di riferimento	Dir. Infero-superiore (V1)	Dir. Medio-laterale (V2)	Dir. Antero-posteriore (V3)
TJC	(CLAV-STRN)	(CLAV-STRN) x (STRN-T10)	V1 x V2
R/LEJC	V3 x V2	(ELB-ELBM)	(SJC-EJC) x (ELB-ELBM)
R/LWJC	V3 x V2	(EJC-WJC)	(WRA-WRB) x (EJC-WJC)

Questi vettori ricavati sono poi utilizzati come input per la seconda funzione, detta “Calc_Joint_Angles.m”, atta ad ottenere gli angoli articolari della spalla e del gomito. Questi sono determinati dalle rotazioni di una matrice contenente le terne del S.d.R. prossimale ed una matrice con le terne del S.d.R. distale; in questo caso le coppie di matrici sono riferite ai sistemi TJC-R/LEJC (per le rotazioni della spalla) ed i sistemi R/LEJC-R/LWJC (per quelle dei gomiti). L’ordine dei vettori ha preso in considerazione la direzione del S.d.R. globale relativo al volume di acquisizione del sistema optoelettronico:

- La direzione X del S.d.R. globale corrisponde alla direzione “destra-sinistra” del soggetto, quando è posizionato sulla pedana dinamometrica (che condivide lo stesso asse X);
- La direzione Y del S.d.R. globale è quella che indica invece la direzione “avanti-indietro” del soggetto, quando è posizionato sulla pedana dinamometrica (che condivide lo stesso asse Y);
- La direzione Z del S.d.R. globale è analoga all’asse longitudinale del soggetto, ovvero la direzione “sopra-sotto”.

$$R, PROX = \begin{bmatrix} Rx, ap & Rx, is & Rx, ml \\ Ry, ap & Ry, is & Ry, ml \\ Rz, ap & Rz, is & Rz, ml \end{bmatrix} \quad R, DIST = \begin{bmatrix} Rx, ap & Rx, is & Rx, ml \\ Ry, ap & Ry, is & Ry, ml \\ Rz, ap & Rz, is & Rz, ml \end{bmatrix}$$

La matrice di rotazione del S.d.R. distale rispetto a quello prossimale è definita quindi come:

$$R_j = R_{,PROX}^T * R_{,DIST}$$

Ponendo gli assi x (antero-posteriore), y (infero-superiore), z (medio-laterale) del segmento distale e di quello prossimali sovrapposti, la matrice di rotazione è pari alla matrice identità.

$$R_x, \alpha = \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 \\ 0 & \cos \alpha & -\sin \alpha \\ 0 & \sin \alpha & \cos \alpha \end{bmatrix}$$

$$R_y, \beta = \begin{bmatrix} \cos \beta & 0 & -\sin \beta \\ 0 & 1 & 0 \\ \sin \beta & 0 & \cos \beta \end{bmatrix}$$

$$R_z, \gamma = \begin{bmatrix} \cos \gamma & -\sin \gamma & 0 \\ \sin \gamma & \cos \gamma & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}$$

Combinando tutte e tre le possibili rotazioni, la matrice risultante è definita come il prodotto delle tre matrici, l'ordine della pre-moltiplicazione e della post-moltiplicazione è del tutto arbitrario, tuttavia effettuando il seguente prodotto:

$$R = \{[(R_z(\gamma)) * R_x(\alpha)] * R_y(\beta)\}$$

La matrice R ed R_j coincidono, perciò si possono facilmente ricavare gli angoli di rotazione articolare:

$$R = R_j = \begin{bmatrix} \cos \beta \cos \gamma - \sin \alpha \sin \beta \sin \gamma & -\sin \gamma \cos \alpha & \cos \beta \cos \gamma + \sin \alpha \sin \beta \sin \gamma \\ \cos \beta \sin \gamma - \sin \alpha \sin \beta \cos \gamma & \cos \gamma \cos \alpha & \sin \beta \sin \gamma - \sin \alpha \cos \beta \cos \gamma \\ -\cos \alpha \sin \beta & \sin \alpha & \cos \alpha \cos \beta \end{bmatrix}$$

$$R = R_j = \begin{bmatrix} r_{,11} & r_{,12} & r_{,13} \\ r_{,21} & r_{,22} & r_{,23} \\ r_{,31} & r_{,32} & r_{,33} \end{bmatrix}$$

Ogni angolo rappresenta un tipo di rotazione:

$$\alpha = \sin^{-1} r_{,32}$$

$$\beta = \sin^{-1} \frac{-r_{,31}}{\cos \alpha}$$

$$\gamma = \sin^{-1} \frac{-r_{,12}}{\cos \alpha}$$

dove

- α è l'angolo di abduzione/adduzione;
- β è l'angolo di rotazione interna/esterna;
- γ è l'angolo di flessione-estensione;

3.1.3. Risultati e commenti

Dai grafici ottenuti (Fig.3.3), si possono distinguere i movimenti compiuti: una rapida (iper)flessione-estensione della spalla, una flessione fino grossomodo ai 90° (partendo dal braccio aderente al corpo) ed una abduzione-adduzione orizzontale, eseguita su ciascun braccio.

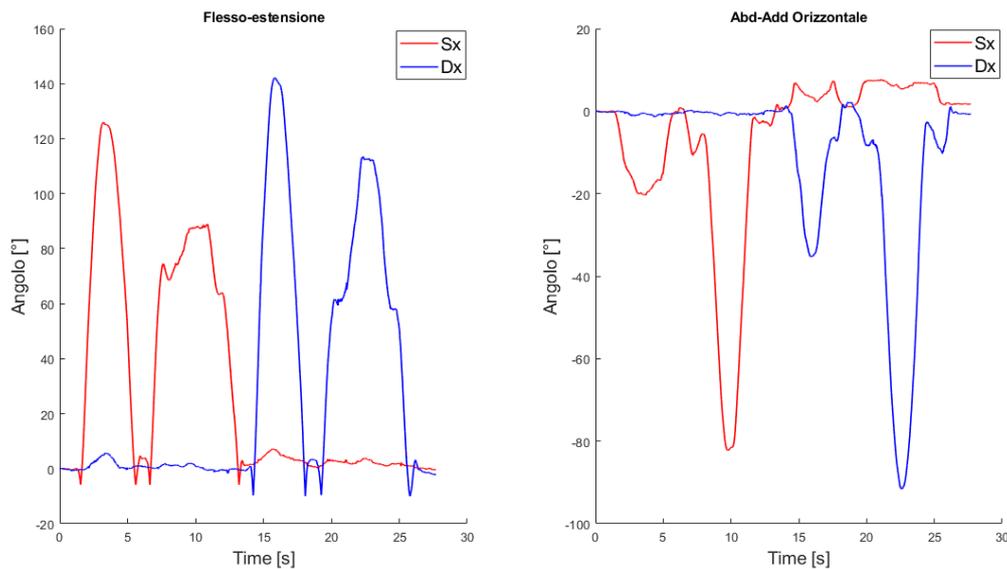


Figura 3.3 Grafici degli angoli articolari della spalla durante la prova cinematica

Benchè i risultati siano stati fedeli alle previsioni, relative alle descrizioni dei movimenti, è stato opportuno valutare una riduzione e semplificazione del protocollo per la scelta dei marker passivi da applicare.

I marker sul polso, ad esempio, sono molto sensibili ad urti e a movimenti molto rapidi, e la loro zona di applicazione è molto ristretta, perciò come opzione è stato necessario valutare la rimozione di almeno uno dei due marker.

Il marker C7, invece, nelle prove sperimentali eseguite prima del lavoro di tesi (vedi capitolo 2.2), poneva già delle problematiche perché facilmente ostruito dal telaio posteriore dell'esoscheletro.

3.2 Seconda Prova preliminare: EMG

3.2.1 Obiettivi

In questa sessione sperimentale, si è posto come obiettivo la selezione dei gruppi muscolari che sono reclutati dai movimenti degli arti e delle spalle, effettuando delle considerazioni qualitative come, ad esempio, la presenza di artefatti, l'intensità del segnale e fenomeno di fatica muscolare. Durante queste prove sono stati sviluppati degli algoritmi per l'elaborazione dei dati EMG. In queste prove, non si è utilizzato l'esoscheletro

3.2.2 Metodi

I muscoli che sono stati analizzati per questa sessione sperimentale sono stati:

- Deltoide mediale (abbreviato a DM);
- Deltoide anteriore (abbreviato a DA);
- Bicipite brachiale (abbreviato a BC);

- Tricipite brachiale (abbreviato a TC);
- Gran pettorale (abbreviato a PM, che deriva da “Pectoralis major”);
- Gran dorsale (abbreviato a LD, che deriva da “Latissimus Dorsi”);
- Serrato anteriore (abbreviato a SA);
- Elevatore della scapola (abbreviato a LS, che deriva da “Levator Scapulae”);

Questi ultimi due muscoli rientrano molto raramente in letteratura nelle validazioni sperimentali degli esoscheletri per arti superiori, poiché sono per lo più deputati ai movimenti scapolari:

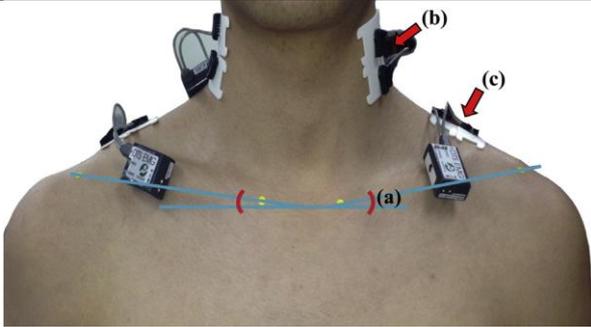
Tabella 3.2 Descrizione biomeccanica dei muscoli scapolari SA e LS

Muscolo	Localizzazione anatomica	Funzione primaria
Serrato anteriore	Porzione laterale del torace, sotto la scapola, dalla prima alla nona costola	Abduzione (protrazione) scapolare, rotazione scapolare (durante l’adduzione frontale)
Elevatore della spalla	Parte posteriore del collo (nuca), lungo le vertebre C1-C4 fino al capo superiore del margine mediale della scapola	Elevazione della scapola

Il posizionamento degli elettrodi non è definito dal protocollo SENIAM (Tabella 3.3); perciò, è stato necessario ricercare in alcuni paper non inerenti a prove di validazioni sperimentali su esoscheletri, ma su studi specifici riguardo alla loro funzionalità mioelettrica:

Tabella 3.3 Schematizzazione per il posizionamento degli elettrodi di SA e LS

Muscolo	Posizionamento	Illustrazione
Serrato anteriore	gli elettrodi sono stati orientati lungo le fibre muscolari, parallele alle costole, e sono stati posizionati sulla settima costola [38,39], il soggetto ha il braccio flesso a 125° e abdotto a 90°;	 <p><i>Figura 3.4</i> Immagine ricavata dal paper consultato per il posizionamento degli elettrodi per il serrato anteriore [38]</p>

<p>Elevatore della scapola</p>	<p>gli elettrodi sono stati allineati indicativamente alle vertebre C1-C4 [40]</p>	 <p><i>Figura 3.5 Immagine ricavata dal paper consultato per il posizionamento degli elettrodi per l'elevatore della scapola [40]</i></p>
--------------------------------	--	---

Nella sessione sperimentale sono state poi eseguite delle attività:

- Prova “statica”, al soggetto è stato richiesto di sostenere un oggetto di circa 500 g flettendo il braccio teso a 90° per 120 s. Lo scopo di questa prova è stato la rilevazione della fatica muscolare, attraverso 3 parametri: frequenza media, frequenza mediana e ARV (Average Rectified Value);
- Prova "dinamica", il soggetto indicativamente ha effettuato una sequenza definita di movimenti per dieci volte:
 - Abduzione orizzontale braccio (0°-30°);
 - Flessione braccio (90°-135°);
 - Adduzione orizzontale braccio (30°-0°);
 - Estensione braccio (135°-90°);
 - Flesso-estensione gomito, utilizzata come indicatore del termine dell'esercizio (0°-angolo max-0°);

Inoltre, si sono considerate delle brevi registrazioni di singoli movimenti, quali:

- Flesso-estensione della spalla(0°-180°-0°);
- Abduzione-adduzione orizzontale del braccio (0°-90°-0°);
- Abduzione-adduzione frontale del braccio (0°-180°-0°);

I segnali SEMG sono stati inizialmente pre-filtrati, con un algoritmo nominato “Prefiltering.m”, che consisteva nell'applicazione di un filtro passabanda Butterworth di ordine 4 sulle frequenze [20-450] Hz, adottato in letteratura [13, 20], ai fini di rimuovere potenziali artefatti e rumore ad alta frequenza.

Per la creazione di involuppi, atti a rappresentare in modo più chiaro le attivazioni muscolari durante i movimenti, ci si è avvalso di un ulteriore algoritmo (chiamato “Filtering.m”) che ha effettuato due operazioni:

1. Rettificatore, mediante il semplice comando `abs()`, ovvero la funzione valore assoluto, affinché le curve potessero essere visibili al di sopra del segnale nullo;
2. Filtro Butterworth passabasso, per rendere i segnali più “smooth”. In letteratura è comune trovare una frequenza pari a 10 Hz [13, 20, 41], ma l'ordine è stato impostato a 3 per ragioni pratiche. Infatti, gli spettri di frequenza variavano da muscolo a muscolo, perciò sono stati

fatti dei compromessi per il filtraggio, affinché gli involucri fossero il più simile fra loro oppure che non venissero completamente “appiattiti”, mostrando solo sinusoidi a bassa frequenza poco indicative dei segnali filtrati.

Per lo studio della fatica muscolare nelle prove dinamiche, è convenuto segmentare il segnale utilizzando come epoche le dieci ripetizioni, per questo motivo si è utilizzato un algoritmo custom (“Segmentation.m”). Gli istanti di inizio epoca sono stati individuati osservando i picchi più prominenti nel segnale EMG del muscolo BC durante la flessione-estensione del gomito al termine di ogni ripetizione mediante il comando findpeaks ().

Per la prova statica. Invece, è bastato ottenere dieci finestre temporali isocrone.

I parametri di fatica (ARV, frequenza media e frequenza mediana) sono stati calcolati su ogni epoca mediante un algoritmo custom di nome “Fatigue.plot”.

3.2.3 Risultati e commenti

Osservando i segnali appartenenti ai muscoli PM ed LS, si è subito rilevato un artefatto causato dall’attività cardiaca, dovuto plausibilmente alla vicinanza del pettorale all’organo nel primo e delle carotidi per il secondo muscolo.

Per questo motivo, si è ricorso ad un algoritmo custom “ECG_Removal.m” che individuava le onde R sul segnale inattivo dei muscoli nei primi secondi (Fig. 3.6) ed applicava un filtro rigetta-banda sulla frequenza che maggiormente caratterizzava la PSD di un’onda R media (l’ordine 3 e l’effettiva banda sono stati ricavati in modo empirico). In Fig.3.7 l’applicazione del filtro su alcuni segnali del Gran pettorale:

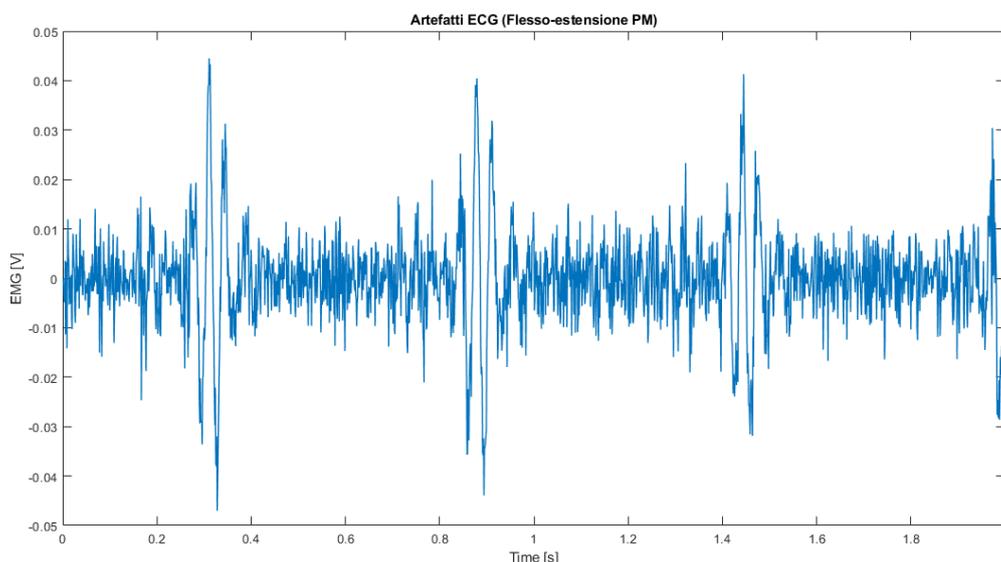


Figura 3.6 Presenza degli artefatti ECG, nei primi 2 s di inattività (flesso-estensione del gran pettorale)

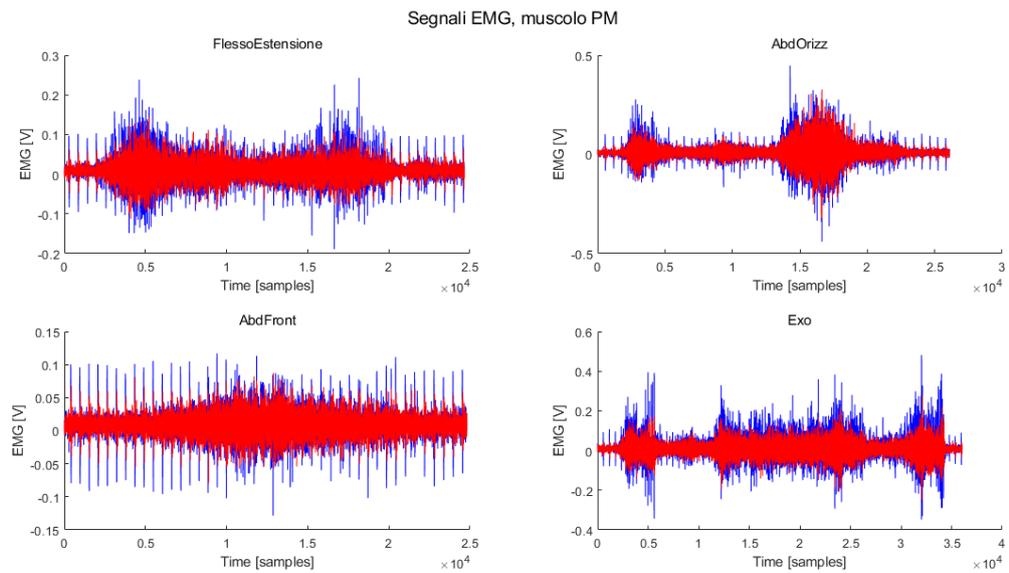


Figura 3.7 Confronto fra i segnali originali del Gran Pettorale (in blu) e quelli filtrati mediante l'algoritmo apposito. Gli spike rappresentano le onde R del segnale ECG interferente

Un'altra caratteristica che è stata notata è che alcuni muscoli hanno manifestato un'intensità bassa, a prescindere dalla loro funzione biomeccanica: in Fig. 3.8, il deltoide anteriore (flessore) ha un segnale più potente di quello del gran pettorale (adduttore orizzontale).

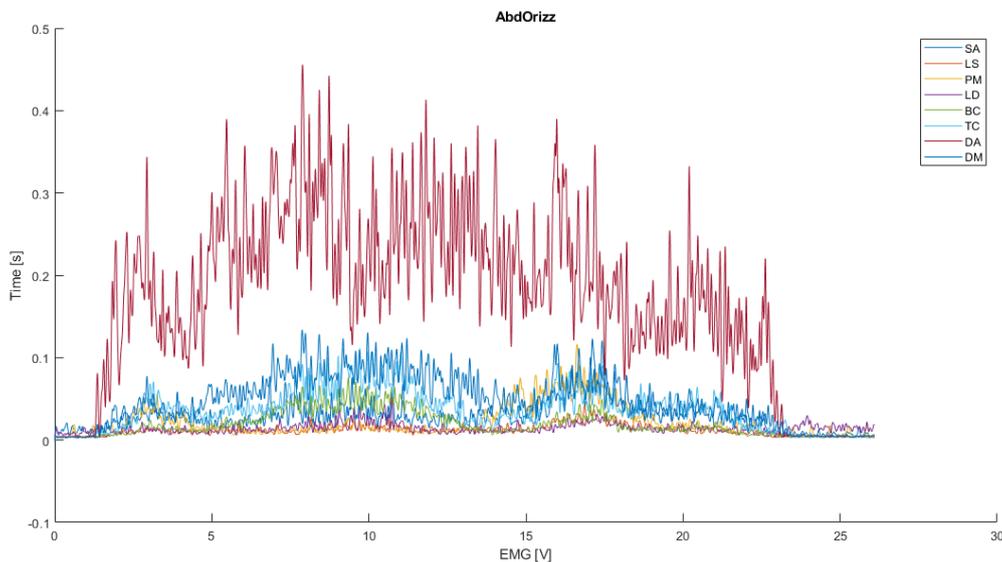


Figura 3.8 Involuppi dei segnali EMG durante l'abduzione orizzontale.

Andando a valutare i fatigue plot delle prove dinamiche (dove si ha avuto un coinvolgimento più ampio dei muscoli), solo alcuni muscoli come il bicipite ed il gran pettorale hanno manifestato un affaticamento più evidente (Figure 3.9, 3.10, 3.11), specialmente nei parametri relativi alle frequenze.

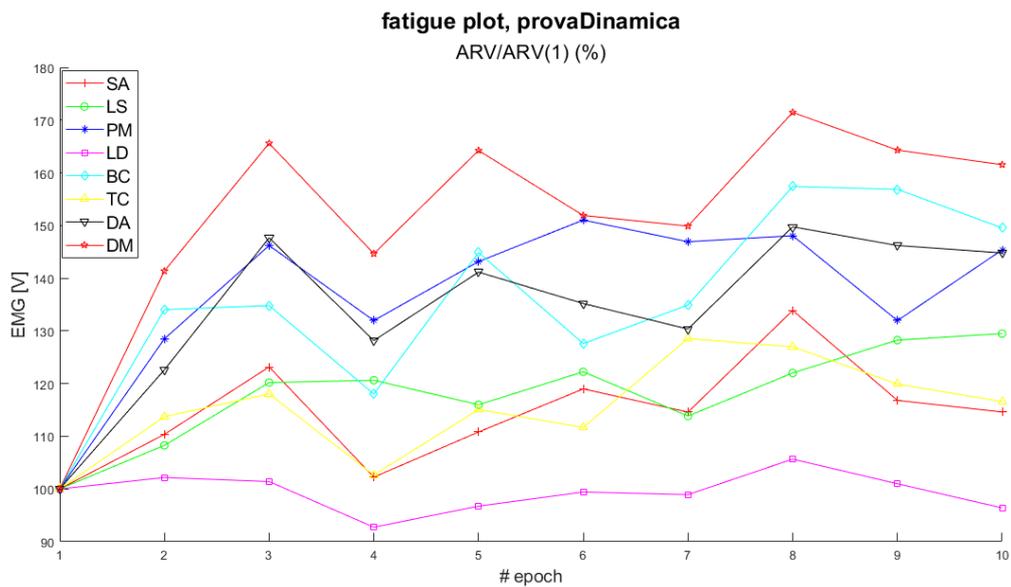


Figura 3.9 Fatigue plot dei valori di ARV normalizzati alla prima epoca (prova dinamica)

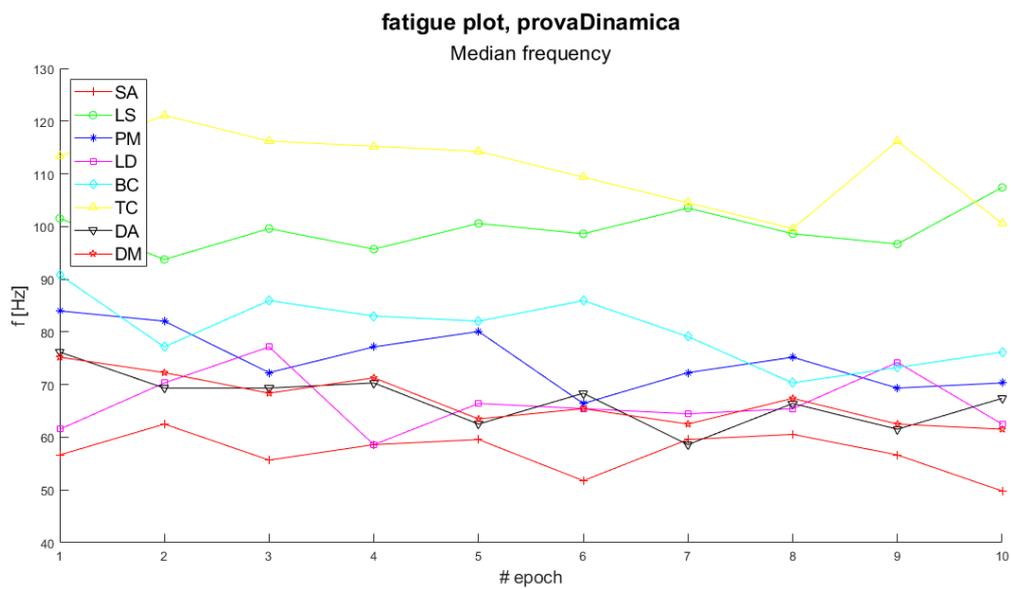


Figure 3.10 Fatigue plot dei valori di frequenza media (prova dinamica)

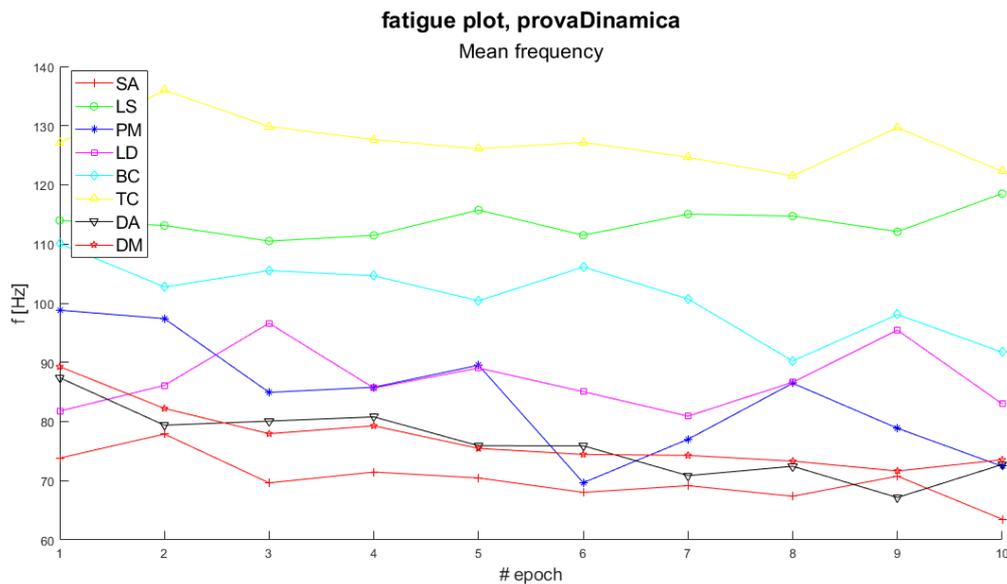


Figura 3.11 Fatigue plot dei valori di frequenza mediana (prova dinamica)

Poiché non sono stati valutati i muscoli erettori spinali in questa sessione, non è stato ritenuto sostenibile considerare tutti e otto i muscoli come potenziali candidati per la definizione del protocollo, perciò sono state effettuate delle considerazioni qualitative sui segnali precedentemente visti per stabilire quali scartare.

Essendo bicipite e tricipite muscoli antagonisti per la stessa articolazione, per comodità si è scelto solo uno dei due, ovvero il bicipite; ciò è giustificato non solo da una maggiore qualità del segnale (anche in termini dei parametri di fatica) ma anche dalle sue “potenzialità” ipotizzando di effettuare un’operazione overhead, dove il gomito è più propenso a flessioni rispetto alle estensioni.

L’elevatore della scapola non è stato candidato come un buon segnale per il protocollo perché non solo affetto dal rumore ECG, ma perché a livello dei fatigue plot, presenta delle anomalie rispetto all’andamento fisiologico predetto.

L’ultima scelta ricade sul serrato anteriore oppure sul gran dorsale: il gran dorsale ha il vantaggio di essere stato eletto come muscolo in diversi paper [20,23,41] per la validazione di esoscheletri, sia per la sua funzione articolare sulla spalla sia per la sua larga estensione (che facilita il posizionamento degli elettrodi).

Il serrato anteriore, invece, è uno stabilizzatore della scapola ed aiuta a fornire un supporto quando il braccio è in posizione “overhead”, perciò può essere un buon indicatore della fatica muscolare dell’utente durante un’operazione particolarmente lunga. Una problematica non insorta ma non da escludere a priori è il fatto che i sensori posti sulle costole del lato sinistro sono potenzialmente soggetti all’artefatto ECG durante le misurazioni.

3.3 Terza prova preliminare: definizione protocollo ed aggiornamenti

La terza ed ultima sessione preliminare è stata organizzata al fine di testare il protocollo definitivo, sia in termini di rilevazioni della cinematica (quindi mediante posizionamento dei marker passivi sul soggetto e sull’esoscheletro) sia in termini di elettromiografia di superficie (per quanto concerne la selezione dei muscoli da analizzare).

Il numero di marker posizionati sul corpo è stato ridotto a soli 3 marker sul tronco (ovvero CLAV,

STRN e T10) e un marker per polso (LWRB e RWRB), lo stesso usato nella prima prova preliminare (vedi capitolo 3.1.2).

I primi 3 marker sono stati riutilizzati per definire il sistema di riferimento del torso, ed identificare il “Thorax Joint Center”, nello stesso modo in cui è stato definito nella prima prova preliminare (vedi capitolo 3.1.2).

Invece, per quanto concerne l’esoscheletro, 3 marker sono stati posizionati nel telaio posteriore rigido (Figure 3.12 e 3.13), garantendo che le superfici fossero lisce e visibili dalle telecamere.

Il loro posizionamento “a triangolo” sul telaio ha facilitato il calcolo delle terne ortogonali.

I marker sul telaio sono stati definiti con queste sigle:

1. BFL, “Back Frame Left” (marker)
2. BFR, “Back Frame Right” (marker)
3. BFB, “Back Frame Right” (marker)

Aggiornando gli algoritmi di cinematica, è stato determinato un nuovo S.d.R. relativo al telaio posteriore, con il quale è possibile valutare degli spostamenti e rotazioni rispetto al TJC (Tabella 3.4) e le sue terne ortogonali:

Tabella 3.4 Orientamento delle terne ortogonali del S.d.R. relativo al back frame

	Dir. Infero-superiore (<i>V1</i>)	Dir. Medio-laterale (<i>V2</i>)	Dir. Antero-posteriore (<i>V3</i>)
Back Frame	<i>V2</i> x <i>V3</i>	(BFR-BFL)	(BFR-BFB) x <i>V2</i>

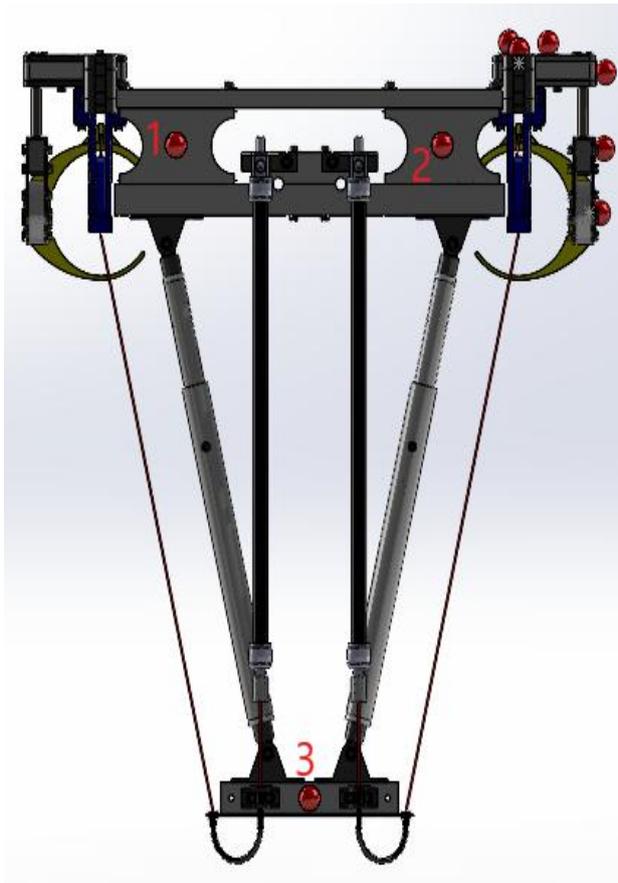


Figura 3.12 Schema di posizionamento dei 3 marker del telaio posteriore

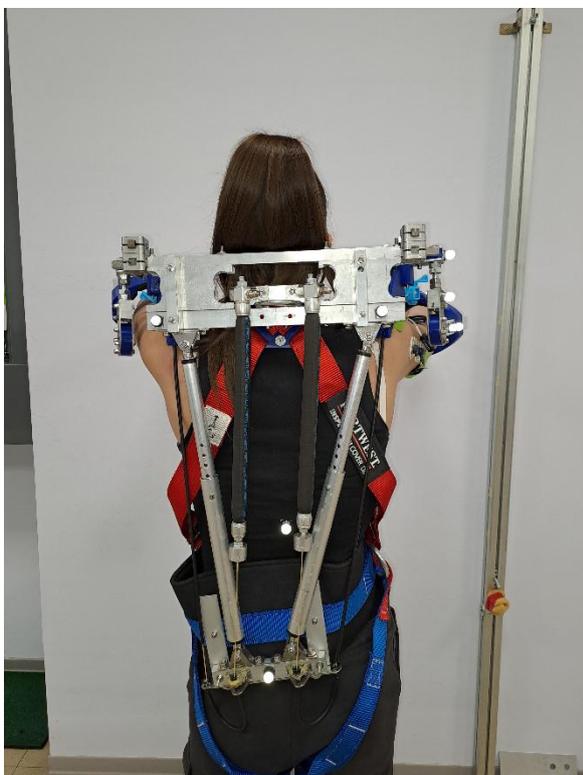


Figura 3.13 Foto illustrativa dei marker sul telaio posteriore

8 marker (sul lato destro, in caso di utilizzatore destrorso) sono stati posizionati intorno ai giunti (Figure 3.14 e 3.15).

Per i giunti meccanici ed il puntone in alluminio invece sono stati inseriti:

1. RAPS_Prox, “Right Antero-Posterior Shoulder” (marker) prossimale
2. RAPS_Dist, “Right Antero-Posterior Shoulder” (marker) distale
3. RMLS_Prox, “Right Medio-Lateral Shoulder” (marker) prossimale
4. RMLS_Dist, “Right Medio_Lateral Shoulder” (marker) distale
5. RCCS_Prox, “Right Cranio-Caudal Shoulder” (marker) prossimale
6. RCCS_Dist, “Right Cranio-Caudal Shoulder” (marker) distale
7. RAPA_Prox, “Right Antero-Posterior Arm” (marker) prossimale
8. RAPA_Dist, “Right Antero-Posterior Arm” (marker) distale

Nel caso di soggetti mancini, sono stati riutilizzati gli stessi marker, ma sostituendo R con L.

Non è stato ritenuto necessario ricavare dei centri di rotazione; tuttavia, sono state definite delle terne ortogonali riferiti a due S.d.R (Tabella 3.5), uno appartenente alla struttura rigida, ed uno al braccio “mobile” esoscheletrico) allo scopo di misurare gli angoli di flessione-estensione e di abduzione-adduzione orizzontale:

Tabella 3.5 Orientamento terne ortogonali dei S.d.R. relativi all’esoscheletro

	Dir. Infero-superiore (V1)	Dir. Medio-laterale (V2)	Dir. Antero-posteriore (V3)
Struttura	V3 x V2	(RMLS_Dist-RMLS-Prox) x V3	(RAPS_Dist-RAPS_Prox)
Braccio “mobile”	V3 x V2	V3 x (RAPA_Dist-RAPA_Prox)	(RCCS_Dist-RCCS_Prox)

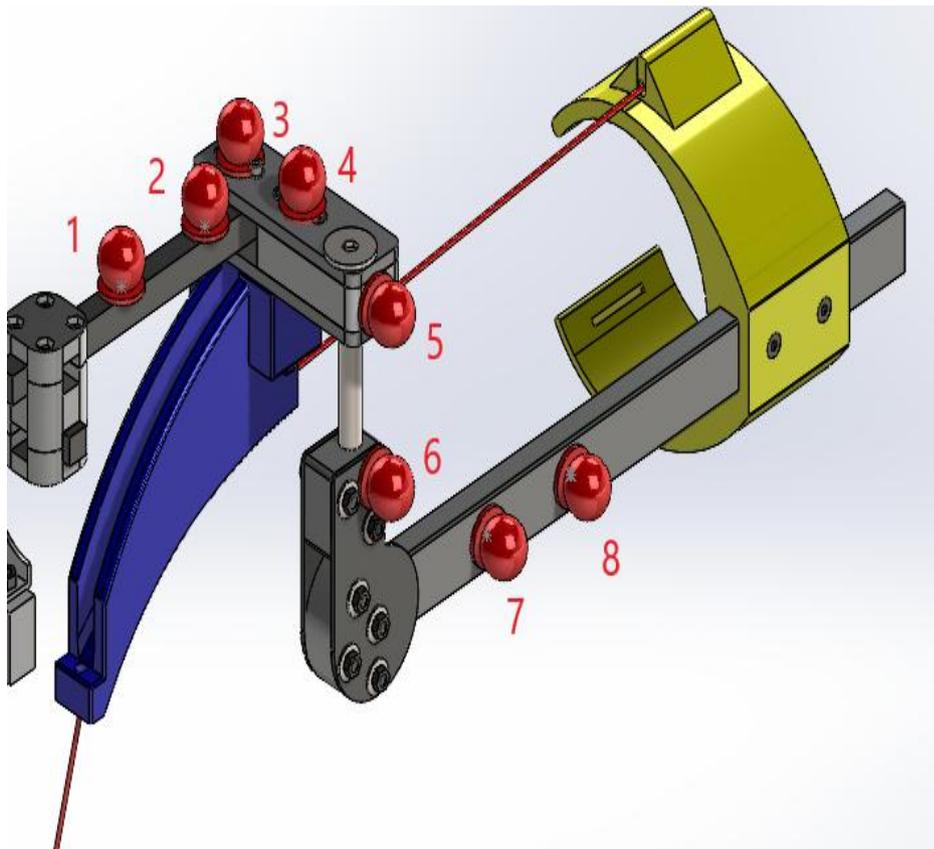


Figura 3.14 Schema di posizionamento degli 8 marker per l'articolazione della spalla



Figura 3.15 Foto illustrativa del posizionamento dei marker

Nel protocollo definitivo sono stati scelti i seguenti muscoli del torso e degli arti superiori: serrato anteriore (SA), gran pettorale (PM), bicipite (BB), deltoide anteriore (DA) e deltoide mediale (DM), in aggiunta i muscoli erettori spinali: longissimus dorsi (LD) ed ileocostale (IC) (non valutati in questa sessione, tuttavia). In sostituzione al gran dorsale, in quanto estensore della spalla, è stato preso il deltoide posteriore (DP).

Le prove eseguite sono state unicamente quella statica e dinamica, analoghe a quelle della seconda sessione preliminare (vedi capitolo 3.2.2), con l'unica eccezione che non è stata più richiesta la flessione-estensione del gomito a fine ripetizione.

Per questo motivo, è stato aggiornato l'algoritmo di segmentazione delle prove dinamiche, usando come alternativa al SEMG del bicipite la traiettoria del marker del polso R/LWRB, imponendo al soggetto il braccio teso nell'esecuzione delle ripetizioni.

In Fig. 3.16, si può notare come nel tempo, il braccio descrive una sorta di rettangolo. Determinando la posizione del vertice aventi coordinate X ed Z minime attraverso il comando `findpeaks()`, è stato possibile individuare l'istante di inizio di ogni sequenza.

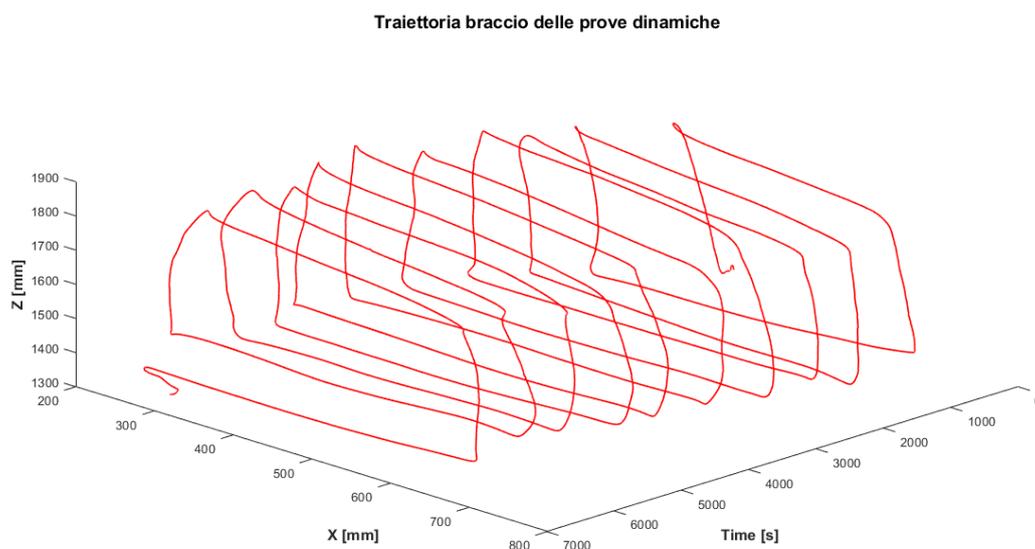


Figura 3.16 Traiettoria marker RWRB nel tempo, prova dinamica (EXO)

3.4 Progettazione della prova di precisione

Nel corso del lavoro di tesi, è stata studiato un terzo tipo di prova sperimentale, quella che definiremo “di precisione”, nella quale si è tentato di simulare una mansione lavorativa “overhead” come la riparazione/montaggio di un impianto elettrico.

La tipologia di test ideato consiste nel connettere dei cavi di sezione $2,5 \text{ mm}^2$ dentro dei morsetti mammut a doppia uscita, utilizzando un cacciavite. Come metro qualitativo della prova, si è pensato di fare un controllo sulla “continuità dei cavi” attraverso un multimetro i cui terminali sono posizionati

alle estremità di due fili connessi dal morsetto.

Per questo genere di test è stato necessario creare appositamente una struttura in grado di far “lavorare” il soggetto con gli arti sollevati al di sopra del capo.

Mediante il software di disegno 3D SolidWorks, sono stati realizzati gli assieme, mentre i materiali elettrici e da ferramenta sono state reperiti dai siti di acquisto online oppure direttamente dalle pagine ufficiali dei produttori, talora fossero state disponibili.

Il prototipo finale possiede un design molto semplice, basato su due sostegni laterali ed un pannello superiore; quelli poggiano sul terreno grazie a dei tubolari di sezione 50 x 30 mm, stabilizzati ulteriormente con delle barre in ferro di 50 cm di lunghezza (Fig. 3.17).

Ogni pilastro è formato da due tubolari in alluminio, di sezione quadrata cava di 40 x 40 mm (il tubo superiore) e 50 x 50 mm (il tubo inferiore), che possono scorrere fra loro (regolando dunque l’altezza del pannello da terra) e poter essere bloccati mediante dei bulloni e grazie all’incastro di una guida in plastica (stampata in 3D al VirtuaLAB della sede di Mirafiori), come mostrato in Fig. 3.18.



Figura 3.17 Modello 3D della struttura

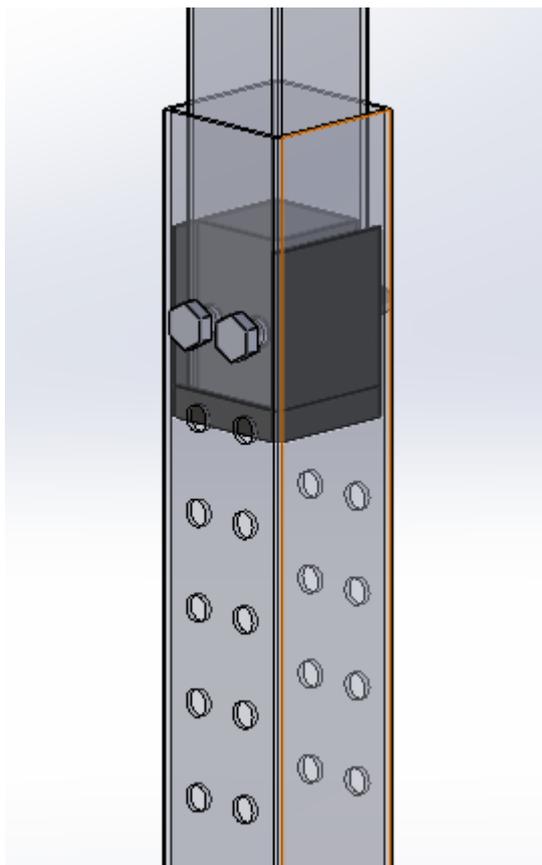


Figura 3.18 Sistema di fissaggio dei tubolari, in nero la guida in plastica

Il pannello in compensato è sorretto dai tubolari grazie a delle piastre angolari (Fig. 3,19 ed al centro di esso sono stati eseguiti dei fori per montare i capicorda dei fili elettrici (Fig. 3.20)

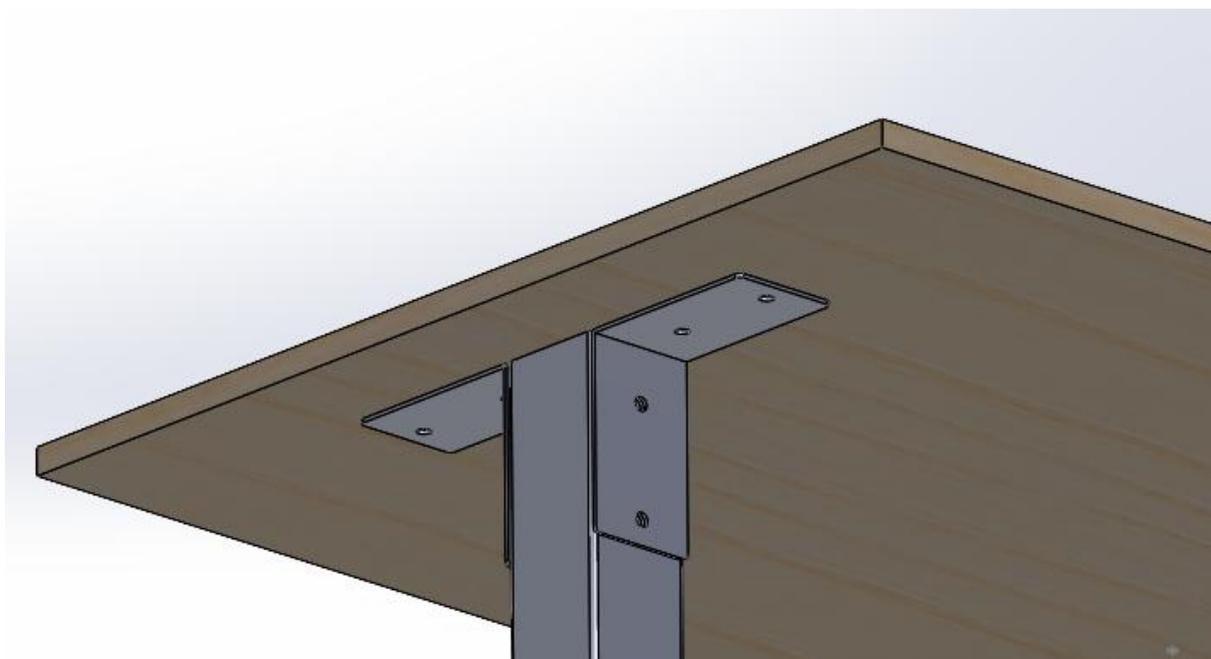


Figura 3.19 Piastre angolari dei tubolari

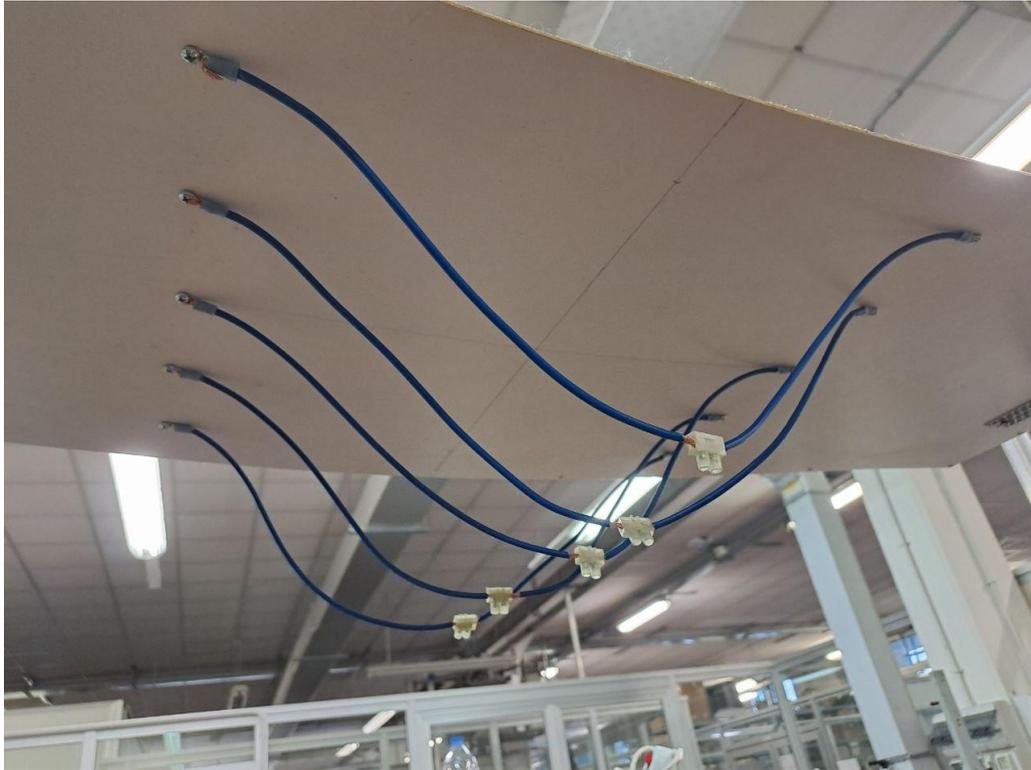


Figura 3.20 Cavi elettrici montati sul pannello, e connessi a dei mammut

Capitolo 4: Prove sperimentali e analisi dei dati

4.1 Protocollo sperimentale

4.1.1 Campione

Il campione era composto da 8 soggetti, 3 uomini e 5 donne, con un'età media pari a $26,5 \pm 1,7$ anni e peso 71 ± 19 kg. I volontari sono stati selezionati in base alla loro altezza (compresa entro il range funzionale all'esoscheletro, ovvero 160-175 cm) e la circonferenza del loro braccio (a livello del bicipite, ove è stato assicurato il bracciale).

4.1.2 Linee guida per le prove

Al fine di standardizzare le condizioni sperimentali e l'utilizzo della strumentazione durante le prove, sono state stabilite delle linee guida:

Fase preliminare

In questa fase iniziale, ci si è occupato dell'allestimento del set-up sperimentale (quali ad esempio il montaggio della struttura impiegata in una delle prove oppure la calibrazione delle telecamere) e la preparazione del soggetto.

All'esoscheletro sono stati applicati gli 11 marker passivi (ovvero i 3 marker sul telaio posteriore e i 8 sul braccio esoscheletrico sul lato dominante dei soggetti) descritti nella terza prova preliminare (vedi capitolo 3.3), questa operazione è stata eseguita all'inizio di ogni sessione.

Al soggetto dapprima sono stati applicati i sensori EMG con i corrispettivi elettrodi di superficie Ag/AgCl; per facilitare l'adesione di questi ultimi, si è proceduto con una depilazione locale ed una pulizia con alcol per rimuovere residui cutanei.

L'ordine di applicazione dei sensori è stato in ordine "infero-superiore" nella porzione anteriore del tronco e "supero-inferiore" sul dorso:

1. Serrato anteriore (SA);
2. Gran pettorale (PM);
3. Deltoide anteriore (DA);
4. Deltoide mediale (DM);
5. Deltoide posteriore (DP);
6. Bicipite (BB);
7. Longissimus dorsi (LD);
8. Ileocostale (IC);

Successivamente i marker passivi sono stati posizionati sul soggetto. Se gli indumenti del soggetto fossero stati ritenuti sufficientemente aderenti, i marker sarebbero stati incollati direttamente su di essi,

altrimenti si sarebbe pulita localmente la cute come in precedenza.

I marker selezionati sono stati:

1. CLAV
2. STRN
3. T10
4. R/LWRB (R per soggetti destrorsi, L per soggetti sinistrorsi)

Regolazione esoscheletro

Questa fase dell'esperimento può essere effettuata prima o dopo le prove senza l'esoscheletro.

Al fine di garantire il massimo confort dell'utente, l'esoscheletro è stato "impostato" a seconda dell'altezza dell'utente e dello spessore del suo braccio dominante.

Si è voluto utilizzare una formula comune a tutti i segmenti regolabili del dispositivo, pari all'approssimazione per eccesso del risultato:

$$\frac{(H, s - H, m)}{(H, M - H, m)} * N, \text{fori}$$

Dove H,M e H,m corrispondono a 175 cm e 160 cm (ovvero il range raccomandato per l'utilizzo dell'esoscheletro), mentre H,s è l'altezza del soggetto. N, fori è il numero di fori presenti sull'elemento regolabile (6 nel caso delle aste telescopiche longitudinali, 4 in quelle laterali e 3 sul puntone in alluminio).

Per assicurarsi che l'esoscheletro sia indossato in modo funzionale, al soggetto è stato richiesto di allacciare (e regolare) nel seguente ordine:

1. Bretelle laterali (Fig. 4.1 a sinistra, freccia 4)
2. Cintura lombare, verificando che la fascia lombare posteriore avvolgesse correttamente la schiena al di sopra del bacino (Fig. 4.1 a sinistra, freccia 1 e a destra);
3. Cinture cosciali, lungo l'interno coscia (Fig.4.1 a sinistra, freccia 2);
4. Cintura toracica, come ulteriore supporto per stabilizzare il telaio posteriore (Fig. 4.1 a sinistra, freccia 3);
5. Bracciali, sono stati utilizzati entrambi i modelli (quelli con circonferenza interna pari a 28 cm e quelli da 33 cm), a seconda del braccio degli utenti, affinché non si verificassero movimenti relativi fra essi e gli arti compromettendo così la funzionalità dell'esoscheletro.

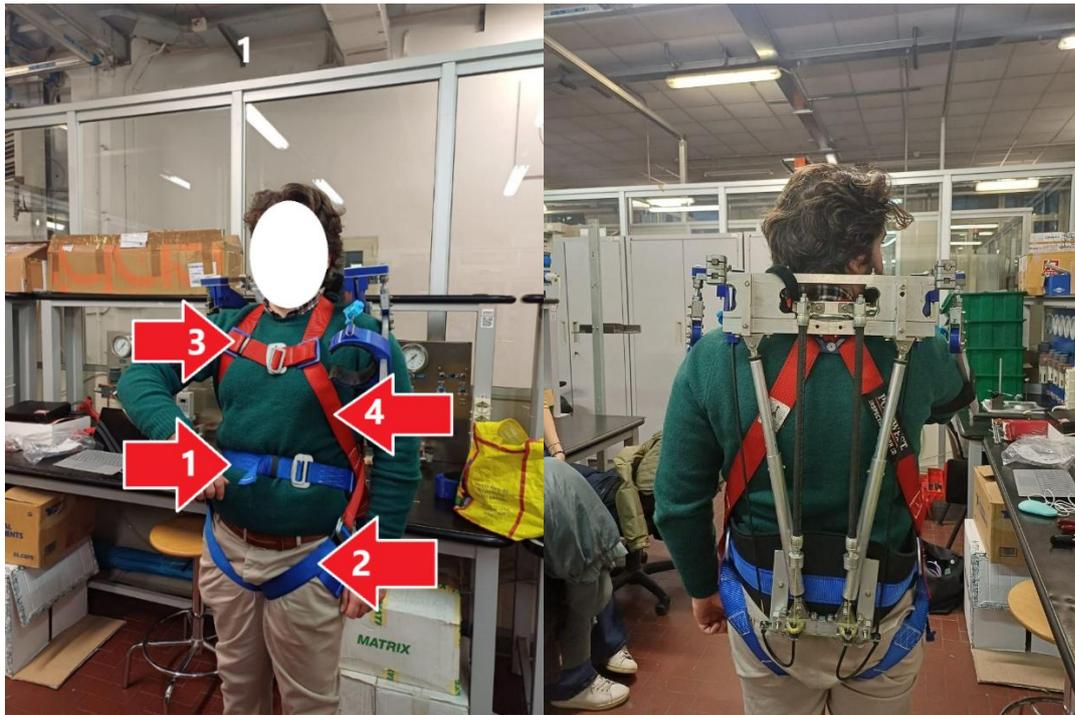


Figura 4.1 Foto illustrative dell'imbragature anteriori (a sinistra) e posteriori (a destra)

Ultimata questa fase, sono stati caricati i muscoli artificiali, con una pressione sufficiente a sostenere le braccia in flessione a 90° .

Per quasi tutti i soggetti, i P.A.M. sono stati pressurizzati a 6 bar nel lato dell'arto dominante, tenendo dunque in considerazione il peso dell'avvitatore, e 5 bar nel lato scarico.

Esclusivamente per il soggetto #4 è stato necessario caricare entrambi i lati a 5 bar, a causa di un non corretto pre-tensionamento del cavo di trasmissione mediante il tendifilo.

Prova statica

Dopo che il soggetto si è posizionato sulla pedana dinamometrica, al soggetto è stato richiesto di sostenere con il braccio dominante teso a 90° un avvitatore (di massa pari a 1,2 kg) per la durata di 120 s (o fino a cedimento), in modo analogo per le precedenti sessioni preliminari nel capitolo 3.2.2 e 3.3. (Fig. 4.2).



Figura 4.2 Esempio di prova statica su un soggetto

Al termine della prova sono stati concessi minimo cinque minuti di pausa, entro la quale sono stati salvati i segnali EMG, cinematici e dinamometrici controllandone la qualità.

Prova dinamica

Come già testato nelle sessioni sperimentali precedentemente discusse (vedi capitolo 3.2.2), la prova consisteva nella ripetizione di una sequenza di movimenti del braccio (con in mano l'avvitatore) entro uno spazio circoscritto, ovvero:

- Abduzione orizzontale braccio (0° - 30°);
- Flessione spalla (90° - 135°);
- Adduzione orizzontale braccio (30° - 0°);
- Estensione spalla (135° - 90°);

Come riferimento, è stato utilizzato un foglio/cartone di formato 50 x 30 cm avente dimensioni comparabili alle traiettorie descritte dall'arto durante la flessione-estensione e l'abduzione/adduzione orizzontale.

Per questo motivo, la struttura è stata avvicinata al soggetto ed è stato chiesto, prima di iniziare la prova, di familiarizzare con i movimenti, sia in termini di velocità di esecuzione sia di distanza dal foglio "guida" (Fig. 4.3).

Al fine di applicare l'algoritmo di rimozione degli artefatti ECG sul gran pettorale, è stato necessario richiedere circa due secondi di inattività al volontario all'inizio ed alla fine della prova.

Analogamente alla prima prova, sono stati previsti 5 minuti di riposo.



Figura 4.3 Esempio di prova dinamica su un soggetto

Prova di precisione

Al soggetto è stato richiesto di connettere cinque coppie di cavi elettrici mediante dei morsetti mammut a doppia uscita ed un cacciavite, posizionati al di sotto del pannello di compensato sorretto dalla struttura adibita a questa prova (Fig. 4.4).

Questa operazione è stata cronometrata ed al termine di essa, grazie ad un multimetro portatile, valutata in termini qualitativi effettuando un cosiddetto “test di continuità dei cavi”: posizionando i terminali sui capicorda alle estremità dei fili, viene emesso un segnale acustico in caso di corretto collegamento.



Figura 4.4 Esempio di prova di precisione su un soggetto

Per la prova di precisione, non è stato imposto ai partecipanti di rimanere in posizione sulla pedana dinamometrica, al fine di consentire loro di eseguire l'attività in maggiore libertà e comfort. Tuttavia, per stabilire la condizione iniziale di partenza, è stato chiesto ai soggetti di porsi ad una distanza tale da raggiungere con le braccia tese la coppia di fili più distante da loro (Fig. 4.5).



Figura 4.5 Posizione iniziale delle prove di precisione

Sono stati programmati 10 minuti di riposo fisico, entro il quale il soggetto può rispondere verbalmente ad un questionario relativo allo sforzo fisico, mentale e cognitivo dell'attività compiuta. Per la stesura del questionario ci si è ispirati al NASA TLX (Task Load indeX), costituito da 6 scale soggettive (Fig. 4.6), nella quale il soggetto può autovalutarsi da 1 a 100, oppure da 1 a 10 [42]. Durante il questionario, qualora fossero state espressi dei termini correlati alla mancanza di comfort ed alla difficoltà nel completare le prove sono stati aggiunte delle penalità da 0,5 pt (in alcuni casi 0,25 pt); questi "malus" sono stati utili al fine di approssimare per eccesso oppure per difetto i risultati nel caso il soggetto mostrasse delle perplessità durante l'autovalutazione delle singole scale.

Item	Endpoints	Description
Mental demand	1 - 10 Low / High	How much mental and perceptual activity was required (e.g., thinking, deciding, calculating, remembering, looking, searching, etc.)? Was the task easy or demanding, simple or complex, exacting or forgiving?
Physical demand	1 - 10 Low / High	How much physical activity was required (e.g., pushing, pulling, turning, controlling, activating, etc.)? Was the task easy or demanding, slow or brisk, slack or strenuous, restful or laborious?
Temporal demand	1 - 10 Low / High	How much time pressure did you feel due to the rate or pace at which the tasks occurred? Was the pace slow and leisurely or rapid and frantic?
Performance	1 - 10 Good / Poor	How successful do you think you were in accomplishing the goals of the task set by the experimenter (or yourself)? How satisfied were you with your performance in accomplishing these goals?
Effort	1 - 10 Low / High	How hard did you have to work (mentally and physically) to accomplish your level of performance?
Frustration level	1 - 10 Low / High	How insecure, discouraged, irritated, stressed and annoyed versus secure, gratified, content, relaxed and complacent did you feel during the task?

Figura 4.6 Esempio di domande relative alle sei scale (Fonte: [44])

Le scale utilizzate sono:

1. Scala sforzo mentale, questo valore è riferito all'attività mentale e percettiva, come ad esempio le decisioni prese, l'esplorazione visiva degli spazi e degli eventuali "calcoli mentali" eseguiti durante le prove.

In questa categoria al soggetto è stato chiesto di valutare il termine più corretto per descrivere la prova (di precisione) effettuata fra le seguenti opzioni:

- a. "Facile" (0 pt.) oppure "Difficile" (0,5 pt.);
- b. "Semplice" (0 pt.) oppure "Complicato" (0,5 pt.);
- c. "Libera" (0 pt.) oppure "Vincolata" (0,5 pt.);

La scala è decrescente a livello di sforzo mentale.

2. Scala sforzo fisico, il valore fa fronte ad aspetti come il sostegno di carichi ed il controllo dei movimenti.

In questa categoria al soggetto è stato chiesto di valutare il termine più corretto per descrivere la prova (di precisione) effettuata fra le seguenti opzioni:

- a. "Facile" (0 pt.) oppure "Difficile" (0,5 pt.);
- b. "Lenta" (0 pt.) oppure "Brusca" (0,5 pt.);
- c. "Lasca" (0 pt.) oppure "Strenua" (0,5 pt.);
- d. "Rilassante" (0 pt.) oppure "Laboriosa" (0,5 pt.);

La scala è decrescente a livello di sforzo fisico.

3. Scala temporale, questa scala è utile a conoscere a quanta pressione il volontario è stato esposto per mantenere un ritmo sostenuto nelle attività oppure concludere un'azione. Al soggetto è stato chiesto se avesse provato della "sollecitudine" nel concludere l'esercizio (se sì 0 pt. Altrimenti 0.5 pt) e di scegliere i seguenti termini:
 - a. "Cadenzata" (0 pt.) oppure "Frenetica" (0,5 pt)

La scala è crescente a livello di rapidità percepita.

4. Scala performance, in questo caso è presa in considerazione il personale senso di soddisfazione nell'aver eseguito la prova in modo corretto.
La scala è in ordine crescente a livello di performance.
5. Scala impegno, il valore indica la percezione personale di difficoltà e complessità, intesa come combinazione di impegno fisico e cognitivo.

Per questa scala si è preferito utilizzare un riferimento noto come scala RPE CR10 oppure Rate of Perceived Effort (Fig. 4.7), utilizzando una scala di valori da 1 a 10 (anziché quella tradizionale da 6 a 20) [43].

RPE Scale	Rate of Perceived Exertion
10	Max Effort Activity Feels almost impossible to keep going. Completely out of breath, unable to talk. Cannot maintain for more than a very short time.
9	Very Hard Activity Very difficult to maintain exercise intensity. Can barely breath and speak only a few words
7-8	Vigorous Activity Borderline uncomfortable. Short of breath, can speak a sentence.
4-6	Moderate Activity Breathing heavily, can hold short conversation. Still somewhat comfortable, but becoming noticeably more challenging.
2-3	Light Activity Feels like you can maintain for hours. Easy to breathe and carry a conversation
1	Very Light Activity Hardly any exertion, but more than sleeping, watching TV, etc

Figura 4.7 Tabella indicativa della scala CR 10 RPE (Fonte: thefittutor.com)

6. Scala frustrazione, similmente alla scala della performance, i termini scelti per indicare la prova sono:
 - a. "Compiacente" (0 pt.) oppure "Irritato" (0.5 pt.)

Le prove per i vari soggetti sono state eseguite in modo randomico (Tabella 4.1). Nonostante si siano assicurati gli opportuni minuti di riposo fra una prova e l'altra, è doveroso precisare che per alcuni soggetti la sessione ha avuto una durata superiore alle due ore e che questo può avere influito sulla prestazione.

Tabella 4.1 Ordine di esecuzione delle prove dei soggetti

N° Volontario	Prova statica (NO EXO)	Prova dinamica (NO EXO)	Prova precisione (NO EXO)	Prova statica (EXO)	Prova Dinamica (EXO)	Prova Precisione (EXO)
1	6	5	4	1	2	3
2	1	6	2	3	5	4
3	1	2	3	6	4	5
4	6	4	5	1	3	2
5	1	2	3	4	5	6
6	3	2	1	6	4	5
7	5	6	4	1	2	3
8	1	2	3	6	5	4

Nelle prove dinamiche non tutti i soggetti sono riusciti a contare correttamente le dieci ripetizioni, tuttavia questo aspetto, alla luce dell'elaborazione dei dati, non ha presentato delle problematiche rilevanti.

4.2 Riferimenti di letteratura

Al fine di valutare in modo appropriato le prestazioni dell'esoscheletro in esame, è stato utile valutare i risultati di altre prove sperimentali eseguite su esoscheletri non commerciali, dettagliate in lavori pubblicati in letteratura. Questi paper sono anche stati precedentemente consultati allo scopo di definire il protocollo adottato.

Secondo questo lavoro [45], la validazione sperimentale di un esoscheletro (passivo, per arti superiori e non antropomorfo) implementa, all'interno del suo protocollo sperimentale, delle prove statiche su un campione di 8 membri. Una di queste consiste nel sostenere con il gomito ed il braccio flessa a 90° un carico di 2 kg per almeno 30 s. Prendendo a riferimento il valore di RVE (Reference Voluntary Exertion, uno standard alternativo al MVC per normalizzare il segnale EMG), sono state calcolate le riduzioni medie percentuali, in presenza o meno del dispositivo indossato.

Come muscoli degli arti superiori sono stati analizzati il bicipite brachiale ed il deltoide mediale, mentre per il tronco inferiore il retto addominali ed i muscoli erettori spinali situati lungo la vertebra L3. I valori della tabella 4.2 sono corrispondenti al rapporto percentuale relativo al valore di RVE dell'intensità del segnale EMG:

Tabella 4.2 Tabella dati scarti riassuntiva dei risultati ottenuti dal paper [45]

Prova statica (load=2kg)	EXO ($\mu \pm \sigma$)	NO EXO ($\mu \pm \sigma$)
BB	22% (± 26)	42% (± 31)
DM	19% (± 12)	49% (± 13)

Confrontando i valori percentuali si è quindi registrata una diminuzione dell'attività muscolare del 62% nel deltoide mediale e del 49% nel bicipite.

Nel caso dei muscoli erettori spinali, invece, si è verificato un aumento del 25% (dal 8% al 10%, relativamente alla Massima Contrazione Volontaria) dovuto al peso dell'esoscheletro.

In un altro studio [46], vi è presentata una validazione sperimentale di un prototipo di esoscheletro passivo per arti superiori chiamato "Exo4work". Il protocollo consiste in 6 tipologie di attività, fra le quali delle attività da eseguire al di sopra del cavo, come il sollevamento ripetuto di carichi, l'avvitamento/svitamento ed il collegamento di alcuni fili.

In quest'ultima prova, prendendo in riferimento esclusivamente il lato dominante, si è rilevata una riduzione dell'attività muscolare (relativa alla MVC) provocata dal sostegno esoscheletrico pari al 2,1% nel deltoide anteriore e 0,7% nel gran pettorale.

La pendenza della retta di interpolazione dei valori di MPF del DA (Mean Power Frequency, ovvero quella finora definita come frequenza media, ottenuta dagli algoritmi per il fatigue plot) ha subito una diminuzione di 1,7 volte (da 0,16%/s a 0,095 %/s).

Durante le prove di connessione dei fili è stato anche valutato il punteggio della scala RPE (Rating of Perceived Effort), nella quale si è verificata un aumento del 6% dalla condizione NO EXO a quella EXO.

4.3 Risultati

Nella fase di analisi dei risultati, verranno effettuate delle valutazioni comparative fra le prove in presenza (indicate con "EXO") ed in assenza (indicate "NO" oppure "NO EXO") in merito ai seguenti dati:

1. Parametri di fatica muscolare, ovvero ARV, frequenza media e mediana.
Per tutti e tre di loro è stata considerata la variazione di deviazione standard rispetto alle due configurazioni, come indicatore della distribuzione dei valori sulle epoche.
Usando l'ARV come esempio, la deviazione standard del vettore delle epoche è stata calcolata mediante la seguente formula:

$$ARV, \sigma_{XY} = \frac{\sum_{i=1}^N \sigma(ARV_{XY})}{N}$$

Dove X indica il muscolo, Y indica il codice del soggetto N è pari al numero complessivo di epoche. Queste, per ciascun tipo di prova, sono state definite in modo differente: per la prova statica sono state usate delle epoche isocrone pari ad un decimo della lunghezza del segnale, per la prova dinamiche sono state usate le ripetizioni e la prova di precisione delle epoche di 10 s di durata.

$$ARV, X = \frac{\sum_{j=1}^M ARV_{\sigma j}}{M}$$

Dove M è la dimensione del campione (8 volontari).

Osservando i valori del campione sui singoli muscoli, outlier ed anomalie sono stati rilevati con il metodo Thompson, secondo la formula:

$$|x, outlier - \bar{x}| > \tau * S$$

dove S indica la deviazione standard (dell'insieme campionario di valori appartenenti ad un determinato muscolo) e τ l'indice di Thompson (pari a 1,794 nei campioni da 8 elementi).

Lo scarto relativo percentuale è stato ottenuto nel seguente modo:

$$\Delta ARV_x\% = \left(1 - \frac{ARV, EXO_x}{ARV, NO_x} * \frac{T, NO}{T, EXO}\right) * 100$$

Dove T, EXO e T, NO sono le durate in secondi dei segnali (nel caso delle prove dinamiche e di precisione sono stati esclusi gli istanti di inattività all'avvio ed al termine dei test).

Valori positivi indicano una riduzione percentuale della fatica muscolare, mentre un valore negativo un incremento del fenomeno.

2. Equilibrio posturale, i risultati sono stati plottati graficamente mediante degli statokinesiogrammi, orientato sugli assi medio-laterale (direzione X del S.d.R. globale del piano di acquisizione) e antero-posteriore (direzione Y). Un'ellisse di confidenza avente raggi maggiore e minore pari al doppio della deviazione standard per ogni direzione allo scopo di raccogliere il 95% dei dati) è stato usato come indice della distribuzione del CoP durante le prove statiche e dinamiche. Come parametro di paragone ci si è avvalsi dello scarto relativo percentuale delle aree descritte:

$$\Delta A, COP\% = \frac{A, COP_{NO} - A, COP_{EXO}}{A, COP_{NO}}$$

Valori positivi indicano una riduzione delle aree descritte in presenza dell'esoscheletro, mentre valori negativi indicano un incremento.

3. Movimenti relativi dell'esoscheletro, i valori che sono stati indicati sono pari agli spostamenti angolari relativi fra i S.d.R. solidali rispettivamente al telaio posteriore e al busto dei soggetti, nelle tre direzioni:
 - a. Rotazioni della terna ortogonale solidale all'esoscheletro intorno l'asse medio-laterale del torace, paragonabili al "beccheggio";
 - b. Rotazioni della terna ortogonale solidale all'esoscheletro intorno l'asse infero-superiore del torace, paragonabili all'"imbardata";
 - c. Rotazioni della terna ortogonale solidale all'esoscheletro intorno l'asse antero-posteriore del torace, paragonabili al "rollio";

Sono stati inoltre indicati gli spostamenti effettivi dell'esoscheletro, intesi come variazione della distanza fra le origini dei S.d.R. del torace e del telaio posteriore. Sono stati indicati valor medio e deviazione standard nelle prove statiche e di precisione, mentre per le prove dinamiche sono stati valutati dei range.

Per le prove di precisione sono stati indicati degli ulteriori metodi di valutazione quali i tempi di esecuzione delle prove, i punteggi ottenuti ed i questionari.

4.3.1 Fatica muscolare

Prove statiche

La principale azione muscolare compiuta all'interno di queste prove (come indicato nei capitoli 3.2 e 4.1.2) concerne la co-contrazione dei flessori e degli estensori della spalla (e del gomito), quali il deltoide anteriore, il deltoide posteriore ed il bicipite brachiale; tuttavia, dato il contributo aggiuntivo dovuto al peso dell'avvitatore, è auspicabile osservare un maggior coinvolgimento dei muscoli flessori (di gomito e spalla).

Dal punto di vista degli erettori spinali, è prevista un aumento dell'attività elettromiografica a causa del carico dell'esoscheletro indossato che, al fine di contrastare l'azione gravitazione degli arti, porta inevitabilmente a ridistribuire gli sforzi sulla porzione inferiore del corpo, in particolar modo lungo la zona lombare avvolta dal cinturone posteriore.

Il soggetto #6 nella condizione NO EXO non è riuscito a portare a termine la prova nei 120 s indicati (fermandosi a 74 s), mentre il soggetto #7 in entrambe le condizioni EXO e NO EXO (concludendole rispettivamente a 105 s e 85 s).

In tabella 4.3 sono rappresentati tutti i valori ottenuti sul campione e sugli otto muscoli analizzati.

Nei soggetti #6, l'esoscheletro ha fornito un supporto significativo su tutti i muscoli eccetto il SA, mentre nel soggetto #7 il gran pettorale è stato particolarmente sollecitato durante la prova EXO, forse a causa di un differente posizionamento del braccio teso per sostenere l'avvitatore (Fig. 4.8).

Nel soggetto #5 invece, l'estensore della spalla ed il flessore del gomito hanno subito una fatica più intensa, nonostante l'azione del dispositivo (Fig. 4.9).

I muscoli del deltoide (porzione anteriore e mediale) sono quelli che hanno manifestato una riduzione del fenomeno di fatica in modo prevalentemente uniforme sul campione, con una riduzione minima del 32% e del 35%.

Quelli invece appartenenti al tronco, ovvero SA e PM, sono quelli che hanno segnalato dei valori limite di maggiore intensità, insieme agli erettori spinali. In questi ultimi, vi è una notevole variabilità intersoggettiva, condizionata probabilmente dalla posizione della cintura lombare ed in generale dall'equipaggiamento dell'esoscheletro.

Tabella 4.3 Variazioni ARV percentuali, prova statica (in rosso gli outlier del campione)

Muscolo	N° soggetto							
	1	2	3	4	5	6	7	8
SA	57%	76%	38%	57%	72%	-11%	41%	-149%
PM	46%	38%	47%	29%	54%	48%	-234%	63%
DA	53%	78%	46%	78%	70%	65%	83%	32%
DM	45%	94%	41%	53%	52%	82%	80%	35%
DP	35%	89%	26%	50%	-67%	87%	2%	62%
BB	80%	-6%	68%	70%	-47%	56%	88%	90%
LD	19%	17%	-16%	-109%	12%	34%	24%	57%
IC	25%	-47%	-125%	-15%	31%	73%	33%	33%

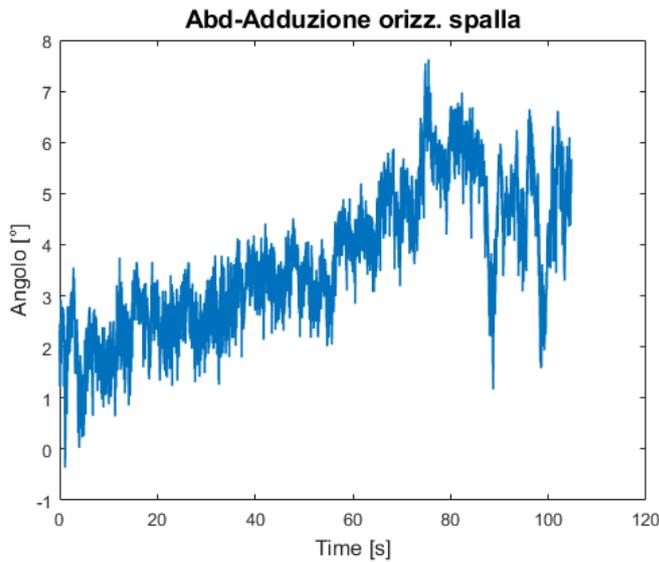


Figura 4.8 Movimenti di abduzione/adduzione orizzontale della spalla durante la prova EXO statica (soggetto #7)

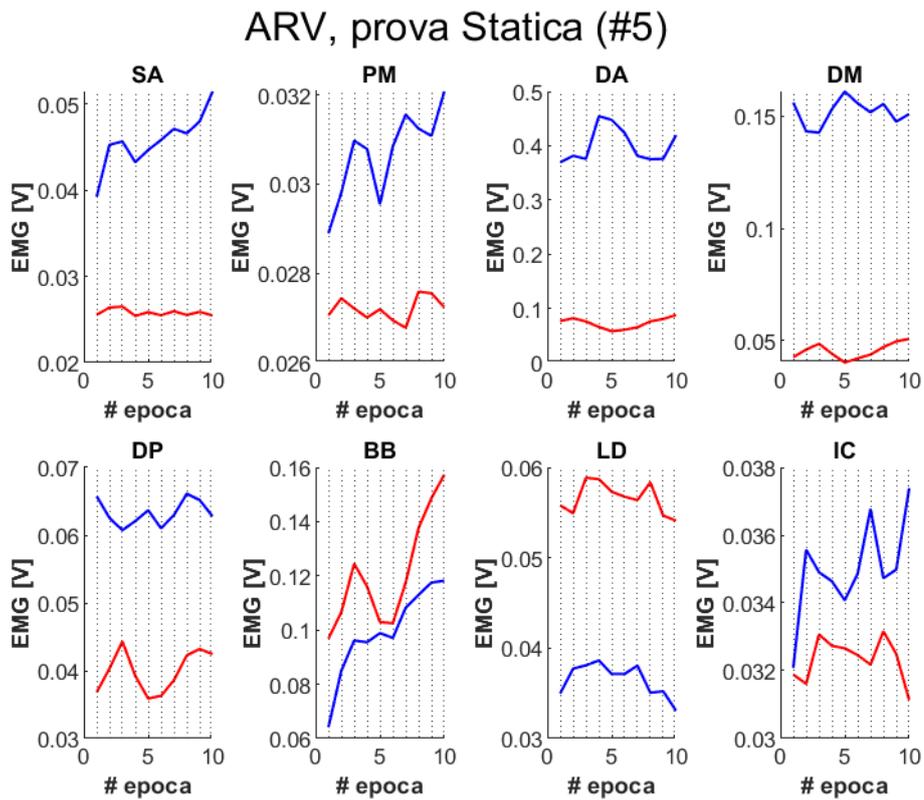


Figura 4.9 fatigue plot ARV del soggetto #5, prova statica (in rosso le curve EXO, in blu quelle NO EXO)

Le variazioni di frequenza media (Tab. 4.4) hanno manifestato una minima coerenza con i valori ottenuti sull'intensità del segnale EMG, ovvero l'ARV, se non nei soggetti #1 e #5, dove i valori rientrano per lo meno nello stesso ordine di grandezza.

Nei soggetti #6 (Fig. 4.10) e #7, dove le tempistiche dei cedimenti dovrebbero indicare un miglioramento della prestazione fisica grazie all'esoscheletro, pare essersi verificato un fenomeno opposto, caratterizzato invece da un aumento della velocità di affaticamento muscolari.

Questa discrepanza con i valori della frequenza è ulteriormente visibile nei muscoli BB (Fig. 4.11) e DA, dove mediamente si sono verificate riduzioni significative della variazione di ARV nel tempo.

Tabella 4.4 Variazioni frequenza media percentuali, prova statica (in rosso gli outlier del campione)

Muscolo	N° soggetto							
	1	2	3	4	5	6	7	8
SA	18%	-15%	1%	-67%	51%	-13%	-81%	-49%
PM	30%	-3%	-29%	-7%	15%	20%	-103%	-128%
DA	16%	-116%	82%	-30%	5%	-56%	-168%	63%
DM	14%	31%	-30%	-5%	-55%	-2%	-151%	-39%
DP	32%	78%	-54%	-17%	-30%	76%	-16%	48%
BB	81%	-81%	77%	9%	51%	-245%	-61%	-442%
LD	4%	-71%	7%	-94%	34%	26%	-6%	81%
IC	32%	-24%	-3%	-8%	11%	25%	37%	-39%

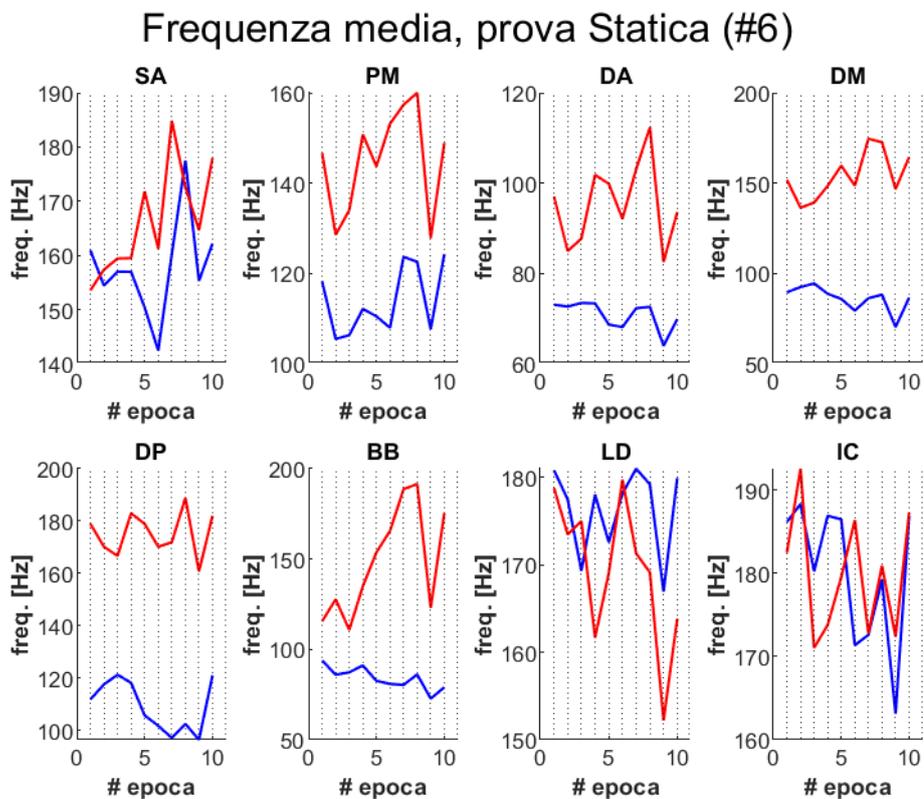


Figura 4.10 Fatigue plot della frequenza media nel soggetto #6 (in rosso le curve EXO, in blu quelle NO EXO)

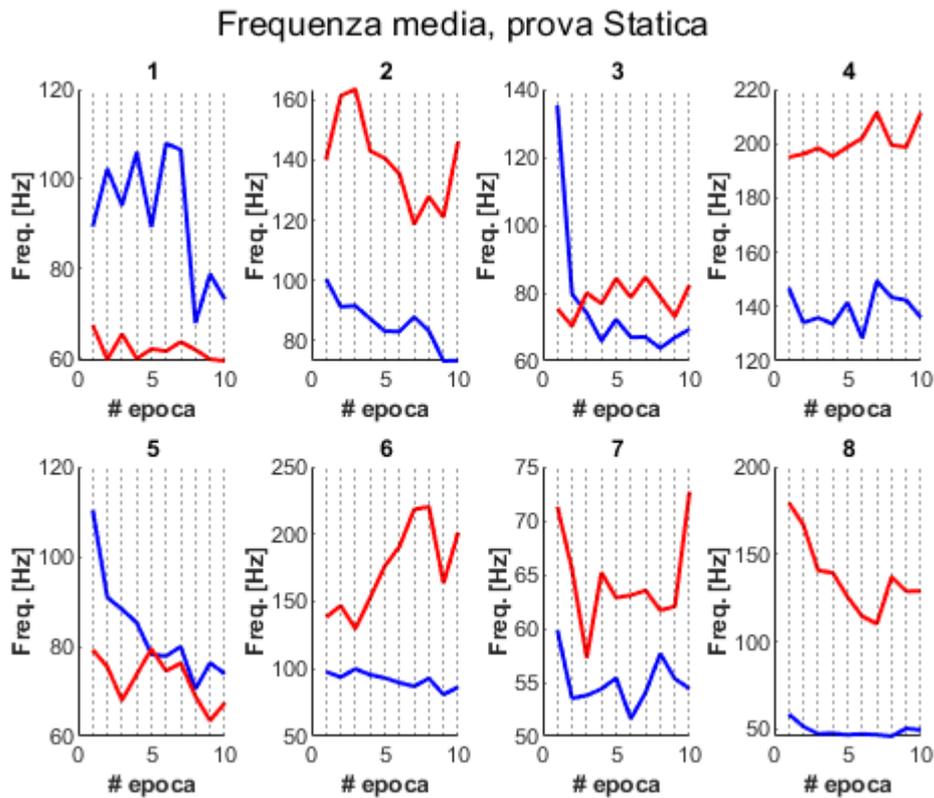


Figura 4.11 Fatigue plot frequenza media del muscolo BB nei vari soggetti (in rosso le curve EXO, in blu quelle NO EXO)

Riguardo alle frequenze mediane, la divergenza con i valori legati alla tensione è ancora più evidente, con molti più outlier all'interno del campione, in particolare nei soggetti #2 (Fig. 4.12) ed #8 (Fig. 4.13). Anche in questo caso le curve sono caratterizzate da degli spike che impediscono una corretta interpolazione lineare dell'andamento del task eseguita, specialmente nel pettorale e nei muscoli erettori spinali.

Tabella 4.5 Variazioni frequenza mediana percentuali, prova statica (in rosso gli outlier del campione)

Muscolo	N° soggetto							
	1	2	3	4	5	6	7	8
SA	-56%	-626%	-76%	-90%	66%	11%	-41%	-17%
PM	41%	-2%	-212%	28%	23%	-6%	-107%	-644%
DA	70%	-259%	68%	28%	40%	14%	-28%	68%
DM	41%	-60%	-42%	-104%	-260%	-188%	-247%	63%
DP	-3%	75%	-90%	-235%	-100%	46%	-14%	35%
BB	100%	-198%	88%	-85%	52%	-384%	39%	-1961%
LD	-10%	-112%	-14%	-58%	49%	2%	-4%	93%
IC	17%	17%	12%	-40%	-24%	23%	29%	-30%

Frequenza mediana, prova Statica (#2)

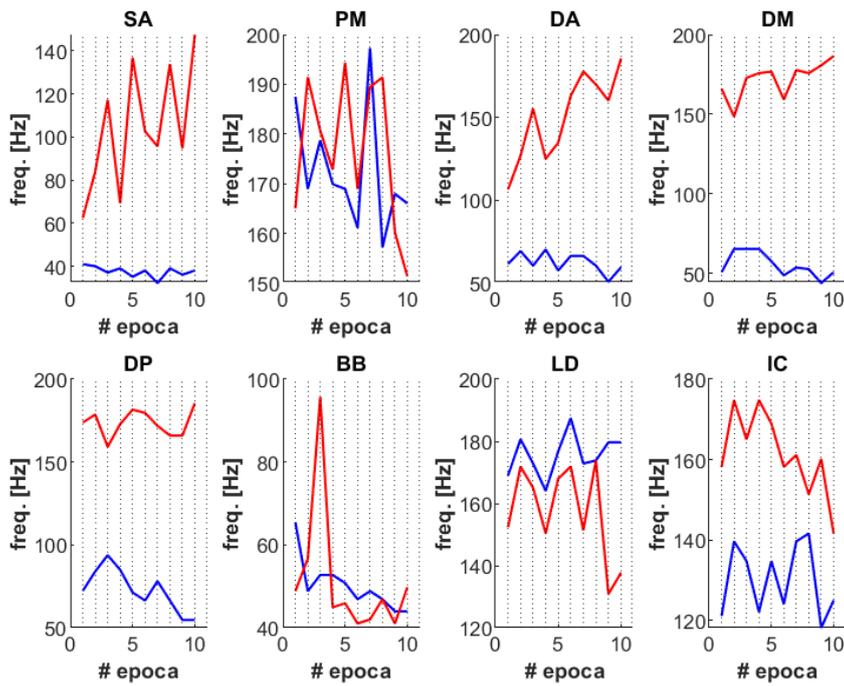


Figura 4.12 Fatigue plot della frequenza media nel soggetto #2 (in rosso le curve EXO, in blu quelle NO EXO)

Frequenza mediana, prova Statica (#8)

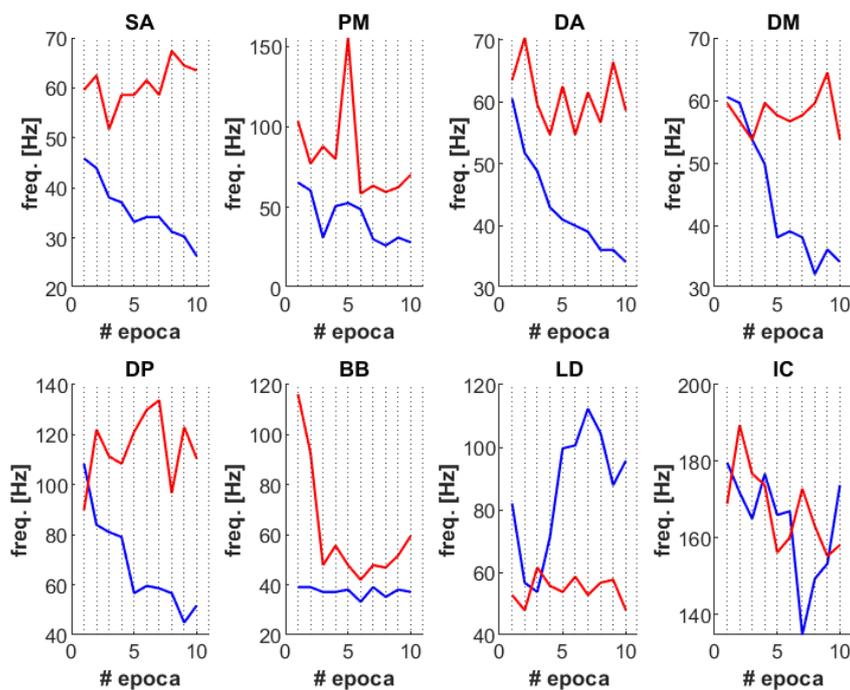


Figura 4.13 Fatigue plot della frequenza media nel soggetto #8 (in rosso le curve EXO, in blu quelle NO EXO)

Prove dinamiche

La particolarità delle prove dinamiche è la ripetibilità dei movimenti di flessione-estensione e di abduzione-adduzione orizzontale del braccio. In questo modo, è quindi possibile dedurre che i muscoli prevalentemente reclutati in questo tipo di test sperimentale sono stati il deltoide mediale (che funge da parziale abduuttore), il deltoide anteriore (flessore), il gran pettorale (adduttore) ed il deltoide posteriore (estensore).

Rispetto ai dati provenienti dalle prove statiche, non è stato registrato alcun beneficio dall'uso dell'esoscheletro per molti soggetti in diversi muscoli. L'ottavo volontario, ad esempio, ha manifestato un aumento della fatica muscolare durante le ripetizioni sull'intero corpo (Fig. 4.14). Altri come il soggetto #1, #4 e #7 hanno mostrato un decremento generale medio dell'attività EMG durante le prove EXO al di sopra del 30%.

Gli outlier ed i valori negativi al di sotto del -100% sono dispersi non solo nei muscoli toracici e negli erettori spinali, in modo simile alle prove statiche, ma anche nel deltoide anteriore, ovvero il principale flessore del braccio durante le sequenze di movimenti. Seppure con una varianza considerevole, i muscoli DM, DP e BB sono quelli che mediamente sul campione hanno subito un rallentamento della fatica superiore al 25%.

Tabella 4.6 Variazioni ARV percentuali, prova dinamica (in rosso gli outlier del campione)

Muscolo	N° soggetto							
	1	2	3	4	5	6	7	8
SA	30%	21%	-174%	-1%	36%	-28%	32%	-46%
PM	-25%	-132%	65%	40%	-23%	-123%	-46%	-108%
DA	49%	44%	-147%	34%	47%	36%	70%	-165%
DM	52%	21%	-27%	40%	52%	56%	81%	-60%
DP	69%	54%	45%	70%	5%	44%	78%	-62%
BB	74%	61%	33%	33%	-23%	11%	77%	-34%
LD	35%	-112%	-2%	-2%	-38%	19%	49%	3%
IC	-17%	22%	-62%	50%	-33%	-150%	26%	-75%

ARV, prova Dinamica (#8)

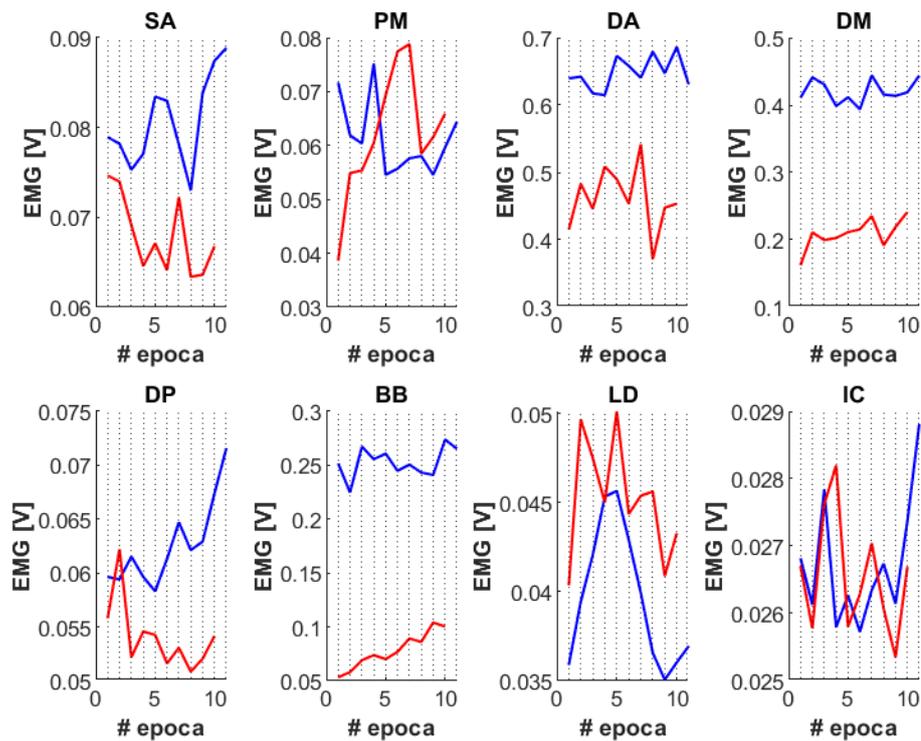


Figura 4.14 Fatigue plot ARV, soggetto #8 (in rosso le curve EXO, in blu le NO EXO)

Nel dettaglio, la non linearità delle curve ARV del gran pettorale è in parte influenzata dall'artefatto ECG residuo dall'operazione di filtraggio, il quale ha inevitabilmente compromesso il calcolo dei parametri della fatica (Fig. 4.15); infatti, le finestre temporali delle epoche sono meno ampie di quelle selezionate per la prova statica (che era pari ad un decimo del segnale, quindi intorno ai 12 s). Nella tabella 4.7 sono stati esclusi i secondi di inattività all'inizio e fine del test.

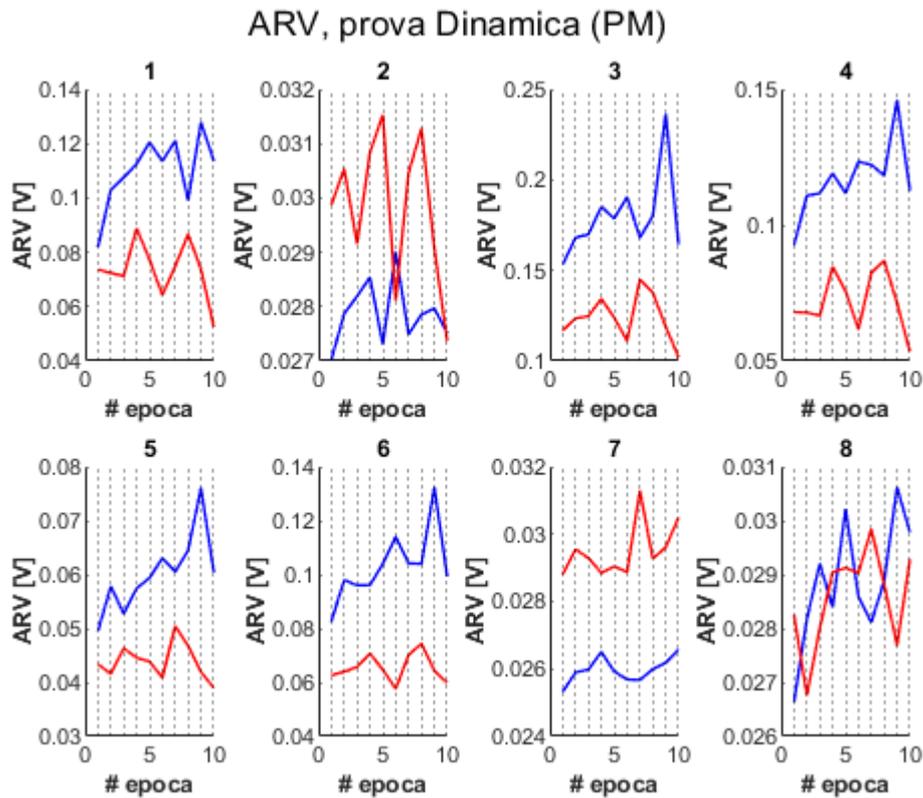


Figura 4.15 Fatigue plot muscolo gran pettorale sul campione (in rosso le curve EXO, in blu le curve NO EXO)

Tabella 4.7 Durate prove dinamiche (a parità di ripetizioni), esclusi i secondi di inattività

N° partecipante	Durata segnale [s]	
	EXO	NO
1	41,53	34,81
2	53,4	53,32
3	43,34	42,54
4	37,38	31,81
5	33,99	30,19
6	34,34	37,2
7	61,32	58,9
8	42,44	53,25

Rispetto alle prove statiche, vi è una maggiore affinità fra i valori della tabella precedente, specialmente nei soggetti #1 e #4 (avente una riduzione di fatica minima del 17% sul BB) nella tabella 4.8, in termini di ordine di grandezza. Nel soggetto #3, è stato osservato l’attivazione muscolare dell’ileocostale, durante le prove NO EXO, condizionato dai movimenti ripetuti del braccio (Fig. 4.16). Similmente ai valori di ARV, il soggetto #8 è quella che ha meno risentito dell’azione dell’esoscheletro (Fig. 4.17)

Escludendo gli outlier, tutte e tre le porzioni del deltoide hanno subito, mediando sul campione, una riduzione della fatica superiore almeno al 10%.

Tabella 4.8 Variazioni frequenza media percentuali, prova dinamica (in rosso gli outlier del campione)

Muscolo	N° soggetto							
	1	2	3	4	5	6	7	8
SA	28%	-167%	1%	33%	8%	-5%	-40%	-45%
PM	-16%	-88%	-18%	15%	64%	-146%	-12%	-179%
DA	34%	22%	50%	51%	35%	4%	35%	34%
DM	-11%	-206%	27%	62%	30%	27%	4%	-10%
DP	14%	-6%	27%	31%	-78%	-57%	50%	-14%
BB	59%	-33%	20%	-12%	-113%	28%	39%	-830%
LD	46%	-77%	-24%	52%	-76%	15%	-13%	11%
IC	-27%	21%	-102%	22%	-32%	50%	44%	-35%

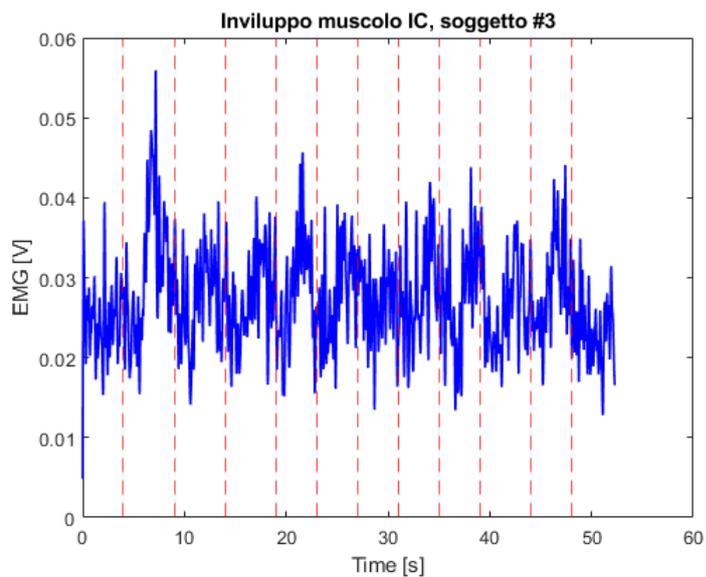


Figura 4.16 Inviluppi ileocostale del soggetto #3 (prova dinamica NO EXO)

Frequenza media, prova Dinamica (#8)

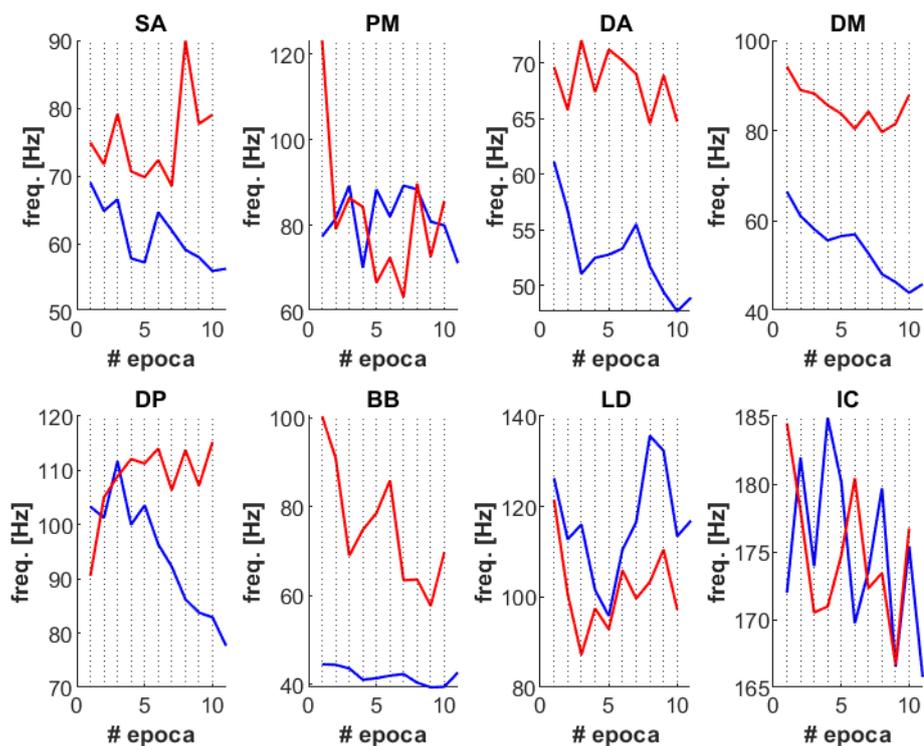


Figura 4.17 fatigue plot frequenza media durante le prove dinamiche, soggetto #8 (in rosso le curve EXO, in blu quelle NO EXO)

Nuovamente, in tabella 4.9, le frequenze mediane hanno mostrato degli outlier di considerevole magnitudine, localizzati grossomodo sugli stessi soggetti. Si è verificato un errore nel calcolo della frequenza mediana, rimasta costante ad un valore pari a 49,80 Hz per tutte le epoche nella prova EXO e per la maggior parte di queste nell'altra modalità (Fig. 4.18 e Fig.4.19).

Nel soggetto #8 le frequenze mediane nella prova EXO sono risultate particolarmente elevate (Fig. 4.20).

Tabella 4.9 Variazioni frequenza mediana percentuali, prova dinamica (in rosso gli outlier del campione)

Muscolo	N° soggetto							
	1	2	3	4	5	6	7	8
SA	27%	-2%	20%	32%	-20%	-14%	27%	-74%
PM	-5%	-85%	-259%	21%	69%	-137%	-33%	-691%
DA	29%	11%	7%	39%	50%	-23%	41%	2%
DM	-6%	-306%	-36%	53%	40%	-8%	13%	17%
DP	-78%	-157%	-4%	3%	-28%	-153%	37%	-26%
BB	Err	-61%	-21%	-13%	-182%	45%	44%	-684%
LD	51%	-128%	-23%	40%	2%	-8%	-54%	45%
IC	-33%	20%	-146%	28%	-10%	52%	10%	-12%

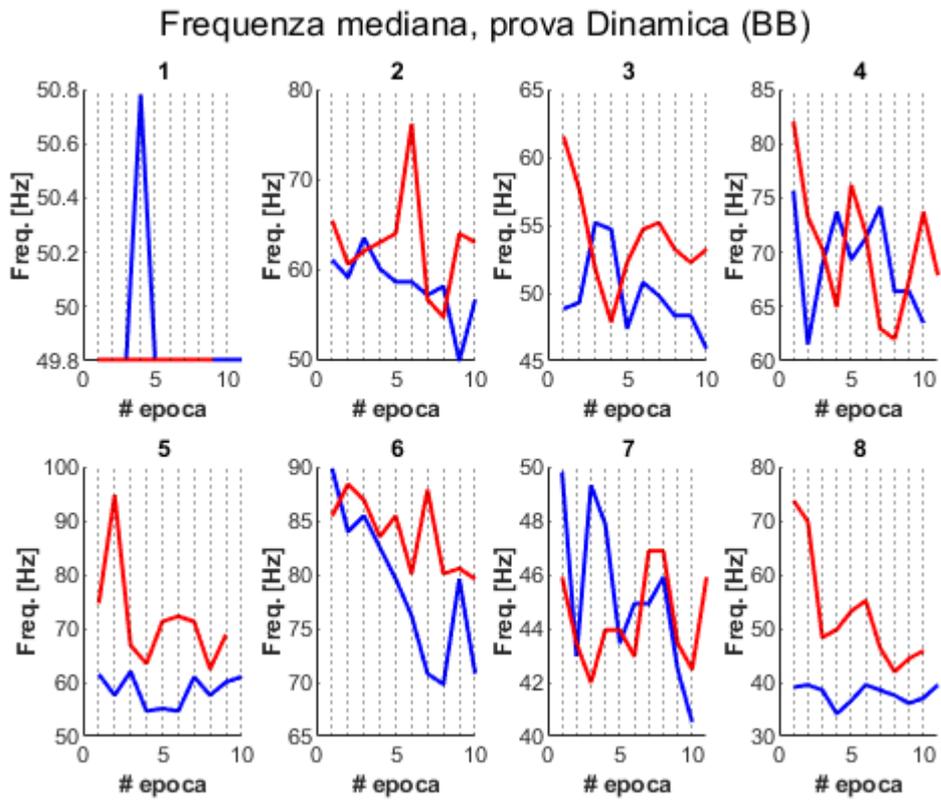


Figura 4.18 Fatigue plot frequenza mediana sui vari soggetti (in rosso le curve EXO, in blu quelle No EXO)

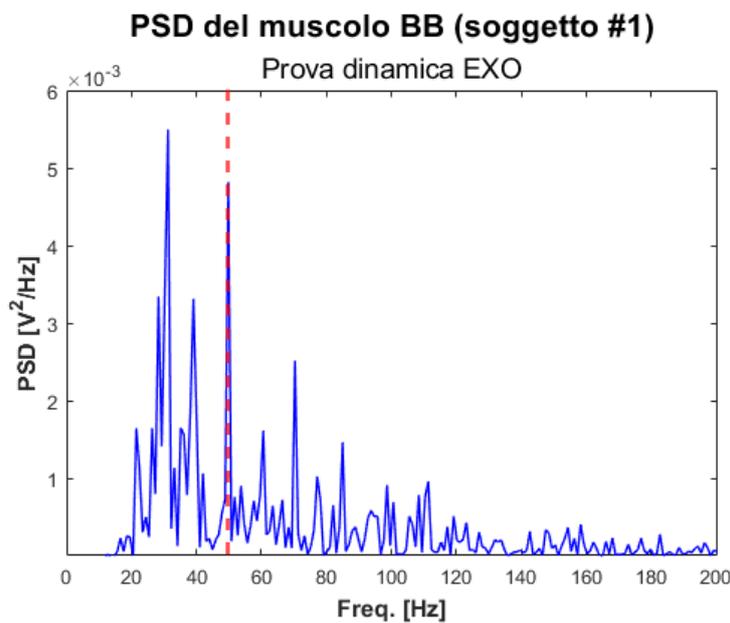


Figura 4.19 PSD dell'intero segnale del BB in condizione EXO, in rosso è evidenziata la frequenza mediana anomala

Frequenza mediana, prova Dinamica (#8)

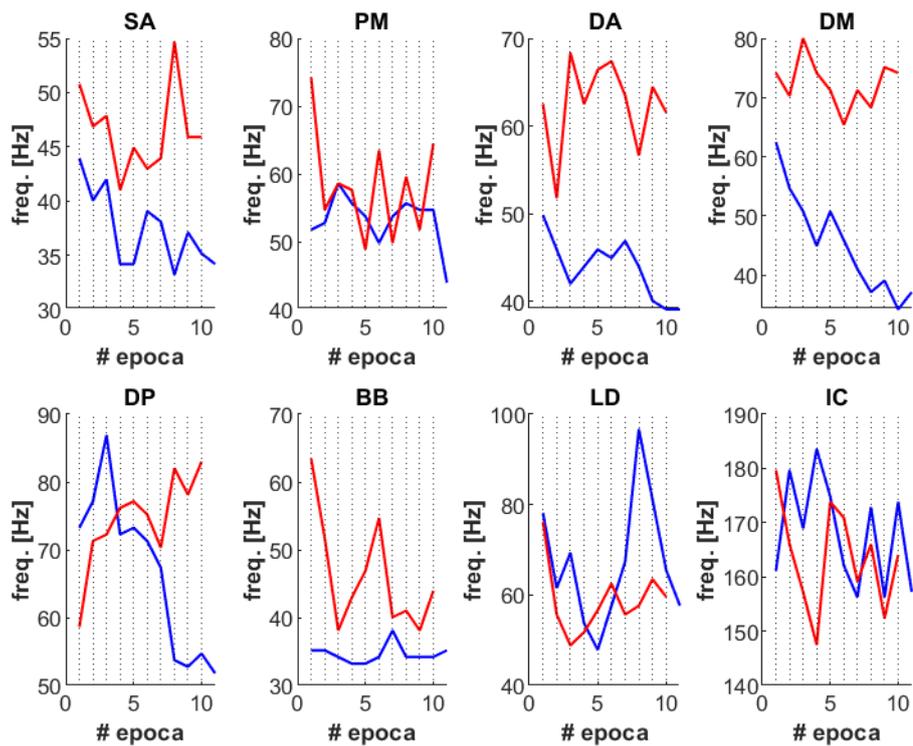


Figura 4.20 *Fatigue plot frequenze mediane del soggetto #8 (in rosso le curve EXO, in blu quelle NO EXO)*

Prove di precisione

Nel caso delle prove di precisione, nella quale sono stati eseguiti una serie di movimenti più “liberi”, è previsto un coinvolgimento più ampio del gruppo muscolare preso in analisi.

Le prove di precisione sono sottoposte ad un’alta variabilità intersoggettiva, anche dovuta alle tempistiche impiegate per completare il task sperimentale (Fig. 4.21)

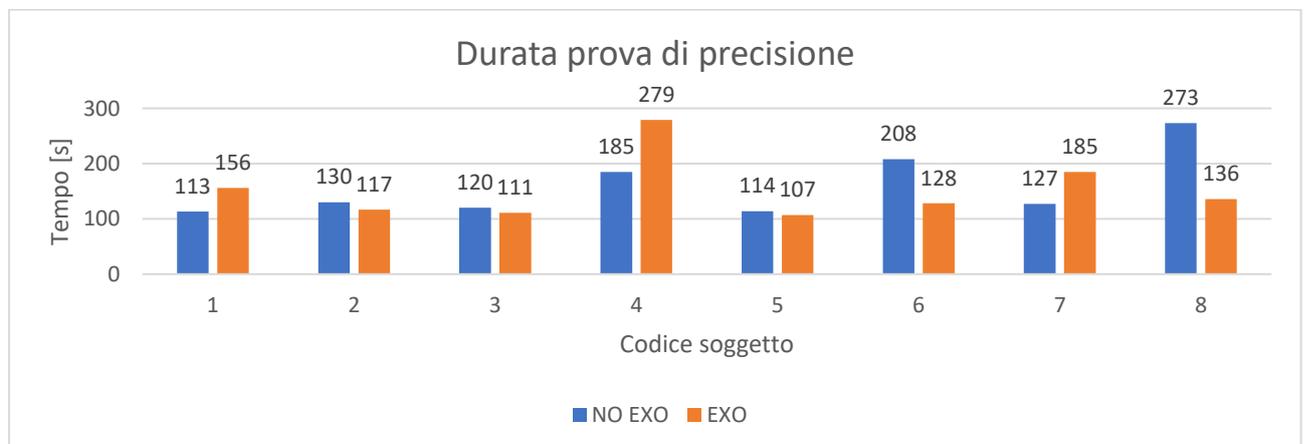


Figura 4.21 *Istogrammi con i tempi di esecuzione dei task di precisione (espressa in s) per ogni membro del campione, in blu i tempi delle prove NO EXO ed in arancione i tempi delle prove EXO*

Analizzando i valori di variazione ARV, i volontari che sembrano aver beneficiato maggiormente del supporto esoscheletrico sono il quarto ed il settimo.

Nel soggetto #6, il gran pettorale ed il serrato anteriore hanno mostrato un'accelerazione del fenomeno di fatica superiori al doppio di quella verificatasi nella prova NO EXO, mentre nel soggetto #3 la flessione-estensione del braccio durante la fase di avvvitamento dei fili è stata particolarmente compromessa dall'esoscheletro.

Il deltoide anteriore è stato il muscolo articolare che ha subito mediamente sul campione la minore riduzione dei valori di ARV, dotato inoltre di un'ampia deviazione standard.

Tabella 4.10 Variazioni ARV percentuali, prova di precisione (in rosso gli outlier del campione)

Muscolo	N° soggetto							
	1	2	3	4	5	6	7	8
SA	21%	15%	-71%	17%	8%	-154%	63%	46%
PM	5%	25%	0%	54%	-24%	-136%	31%	8%
DA	-88%	23%	-107%	38%	-31%	-54%	63%	-21%
DM	-45%	40%	-27%	45%	-47%	-2%	70%	0%
DP	55%	20%	-172%	9%	-49%	-19%	26%	-4%
BB	65%	45%	-27%	25%	-53%	-39%	26%	30%
LD	-295%	-23%	12%	28%	-82%	-1%	29%	-119%
IC	-60%	-14%	-100%	49%	7%	-22%	4%	-132%

Una delle possibili concause che spiegano i valori registrati nei muscoli erettori spinali potrebbe essere dovuta al peso del capo retroflesso da alcuni partecipanti allo scopo di focalizzarsi sull'attività di montaggio dei fili, insieme ovviamente ad una postura dorsale differente da quella adottata nelle due precedenti prove benché il telaio posteriore offrisse un vincolo ed un supporto rigido (Fig. 4.22).

Tabella 4.11 Variazioni frequenza media percentuali, prova di precisione (in rosso gli outlier del campione)

Muscolo	N° soggetto							
	1	2	3	4	5	6	7	8
SA	13%	-126%	-24%	62%	-14%	-20%	53%	4%
PM	4%	62%	22%	44%	-26%	-75%	34%	-4%
DA	20%	-115%	52%	42%	-10%	-37%	-34%	26%
DM	7%	-121%	-42%	-9%	-223%	-41%	10%	40%
DP	31%	-13%	-7%	9%	-8%	-29%	67%	-15%
BB	31%	-70%	-14%	-18%	-136%	-95%	-21%	-12%
LD	-114%	-169%	-23%	35%	-33%	-108%	9%	-151%
IC	29%	-3%	6%	42%	6%	-49%	28%	-84%



Figura 4.22 Capo leggermente retroflesso dal soggetto durante la prova di precisione

Per la tabella delle frequenze mediane (Tab. 4.12), gli outlier sono concentrati nel soggetto #2. I valori bassi negli erettori spinali risultano coerenti con quelli della tabella precedente. Vi è un'importante deviazione standard campionaria dei valori appartenenti al deltoide mediale, così come nel bicipite.

Proprio in quest'ultimo, nel soggetto #1 si è ripresentato un errore nel calcolo della frequenza mediana, sempre centrata al valore di 49,80 Hz (Fig. 4.23 e 4.24).

Tabella 4.12 Variazioni frequenza mediana percentuali, prova di precisione (in rosso gli outlier del campione)

Muscolo	N° soggetto							
	1	2	3	4	5	6	7	8
SA	-34%	-103%	-8%	63%	23%	66%	66%	9%
PM	-13%	54%	43%	44%	-12%	-53%	23%	-13%
DA	1%	-29%	27%	44%	-30%	-110%	-16%	-70%
DM	2%	-565%	-42%	-49%	-94%	-208%	-29%	7%
DP	38%	-77%	13%	10%	-41%	-61%	85%	-22%
BB	Err.	-419%	-2%	-62%	-275%	-46%	-25%	-37%
LD	-159%	-187%	-13%	32%	-53%	-137%	6%	-202%
IC	33%	13%	4%	48%	14%	-46%	36%	-58%

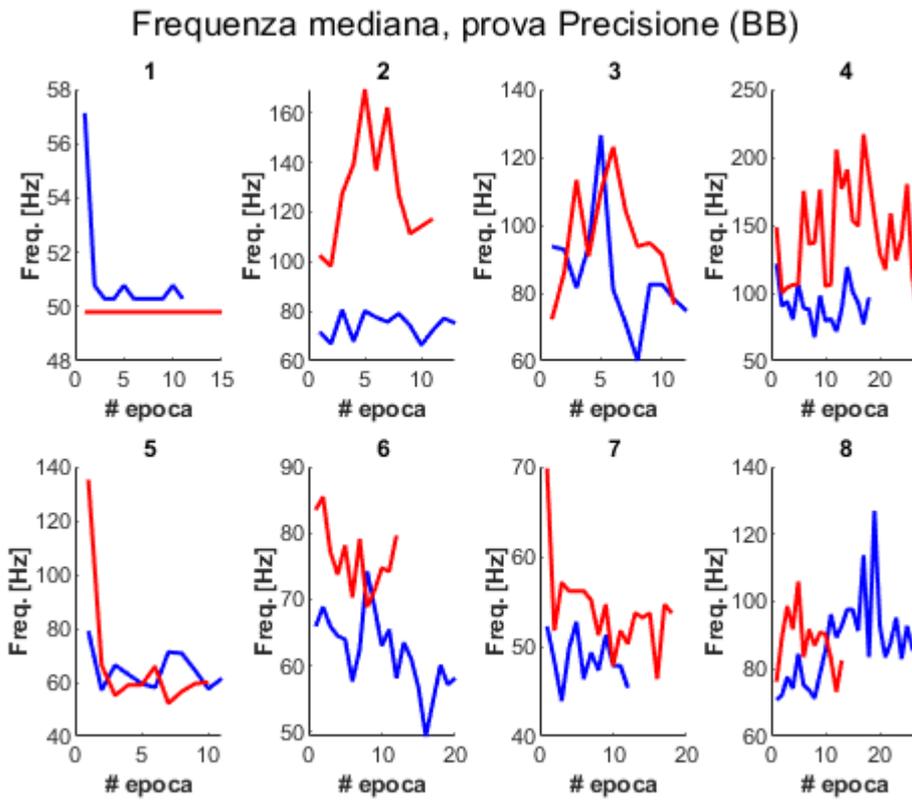


Figura 4.23 Fatigue plot delle frequenze mediane fra i vari soggetti, nel primo è possibile osservare l'anomalia (in rosso le curve EXO, in blue quelle NO EXO).

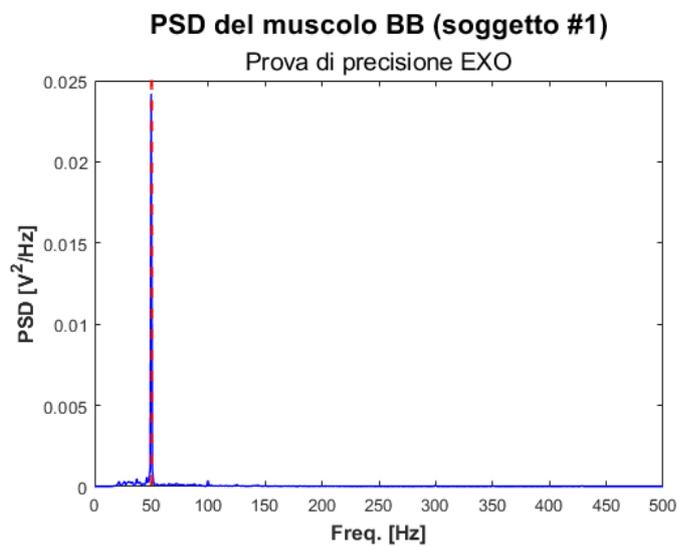


Figura 4.24 Anomalia nella stima spettrale del segnale EMG del bicipite (soggetto #1)

4.3.2 Equilibrio posturale

Prove statiche

I grafici (Fig. 4.25) ed i dati (Tabella 4.13) provenienti dalla pedana dinamometrica sono stati elaborati su una finestra temporale pari alla durata del segnale più breve; è stata effettuata questa scelta poiché nel soggetto #6 la prova NO EXO è stata interrotta prematuramente a causa del cedimento del braccio, così come in entrambe le modalità per il soggetto #7, in tempistiche differenti.

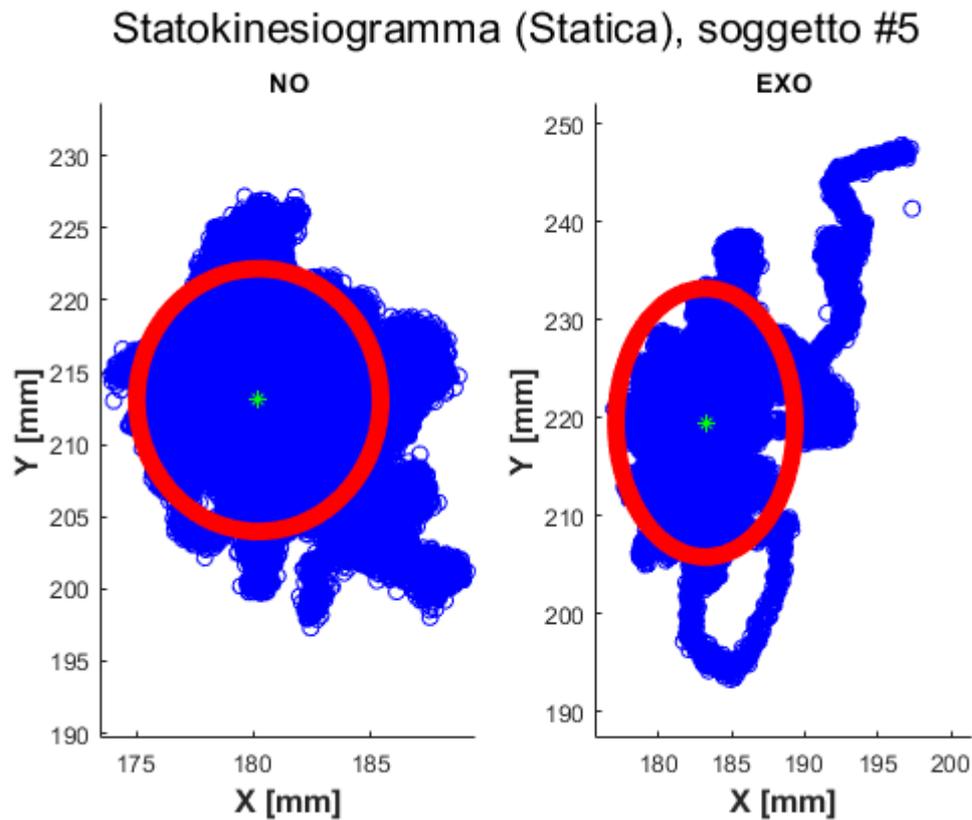


Figura 4.25 Statokinesiogramma del soggetto #5 nelle due modalità

Tabella 4.13 Variazione percentuale dell'area dell'ellisse sui soggetti

N° soggetto	Area ellisse di confidenza (mm ²)		Scarto relativo percentuale (%)
	NO	EXO	
1	81,26	47,76	41%
2	94,34	379,52	-302%
3	418,69	470,09	-12%
4	247,28	187,10	24%
5	148,49	262,82	-77%
6	758,99	593,73	22%
7	219,22	1131,62	-416%
8	80,60	107,43	-33%

Nel caso del soggetto #2, la variazione sostanziale dell'ellissoide di confidenza è stata provocata plausibilmente da un repentino movimento del braccio (rilevato dalla coordinata in direzione X/medio-laterale del marker del polso), come mostrato nei grafici di Fig. 4.26.

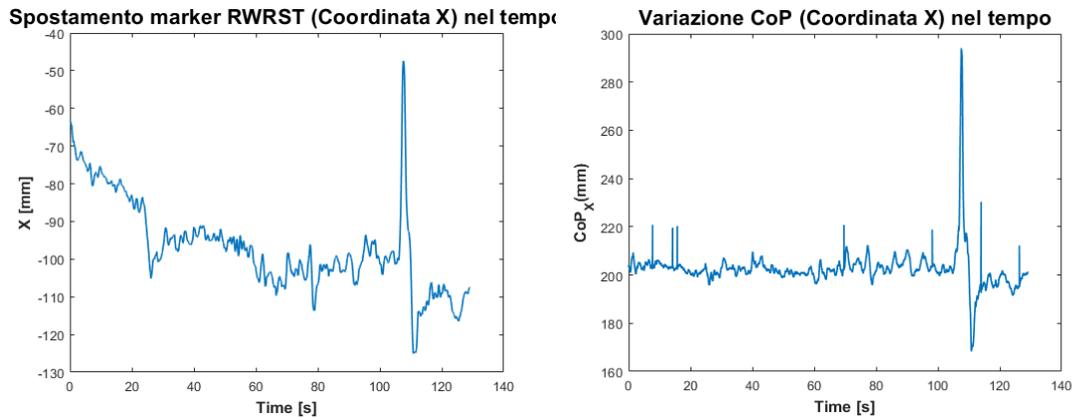


Figura 4.26 Confronto fra i grafici riferiti alla traiettoria del marker RWRST (a sinistra) e della variazione del CoP nel tempo

Per i soggetti #7 (Fig. 4.27), invece, i valori elevati sono dovuti alla presenza di oscillazioni lungo la direzione Y/antero-posteriore.

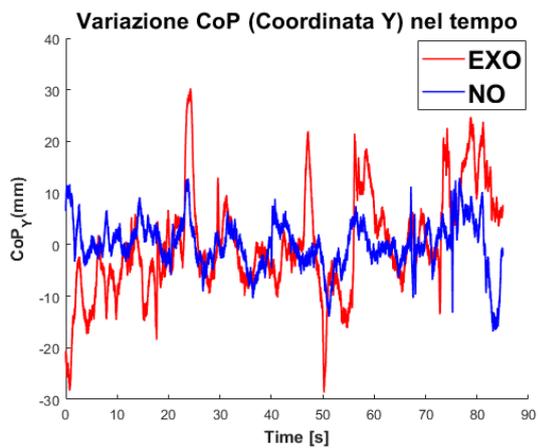


Figura 4.27 Confronto fra le due configurazioni della variazione del CoP nei soggetti #7

Prove dinamiche

Per i dati inerenti alle ellissi di confidenza (Tab. 4.14), per ogni volontario è stato considerato il numero inferiore di ripetizioni eseguite fra la modalità EXO e quella NO EXO. Gli istanti di inattività all'inizio ed al termine delle prove è stato scartato, ma comunque visualizzabili in figura 4.28.

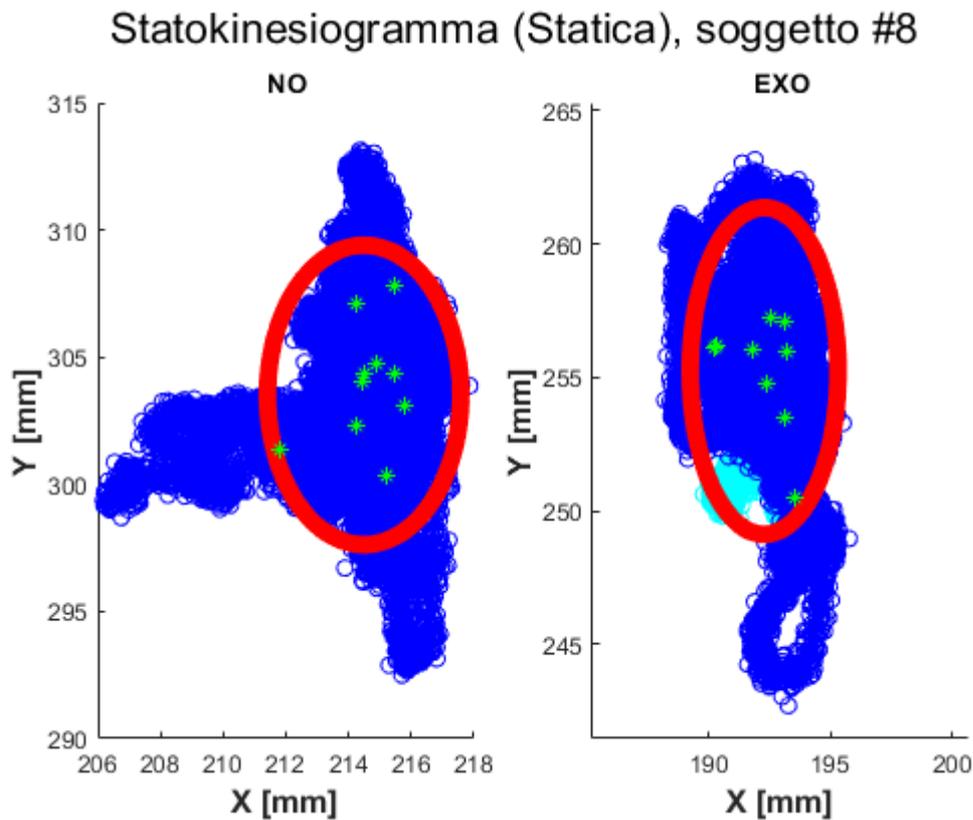


Figura 4.28 Statokinesiogramma del soggetto #8 nelle due modalità. In ciano i punti appartenenti ai secondi di stasi, in verde i punti medi delle ripetizioni

Tabella 4.14 *Tabella valori aree delle ellissi di confidenza, prove dinamiche*

N° soggetto	Area ellisse di confidenza (mm ²)		Scarto relativo percentuale (%)
	NO	EXO	
1	95,37	66,33	30%
2	87,75	86,98	1%
3	430,21	418,71	3%
4	119,34	113,05	5%
5	50,92	152,95	-200%
6	400,18	388,50	3%
7	213,60	691,09	-224%
8	57,00	58,34	-2%

Osservando le dimensioni e le posizioni dei “quadilateri” tracciati mediante la traiettoria del polso (Fig.4.29), si è individuato che nei soggetti per la quale si è registrata una maggiore variazione dell’area dell’ellisse di confidenza si è anche avuto una maggiore ampiezza delle traiettorie (Tab 4.15).

Traiettoria braccio delle prove dinamiche Soggetto #2

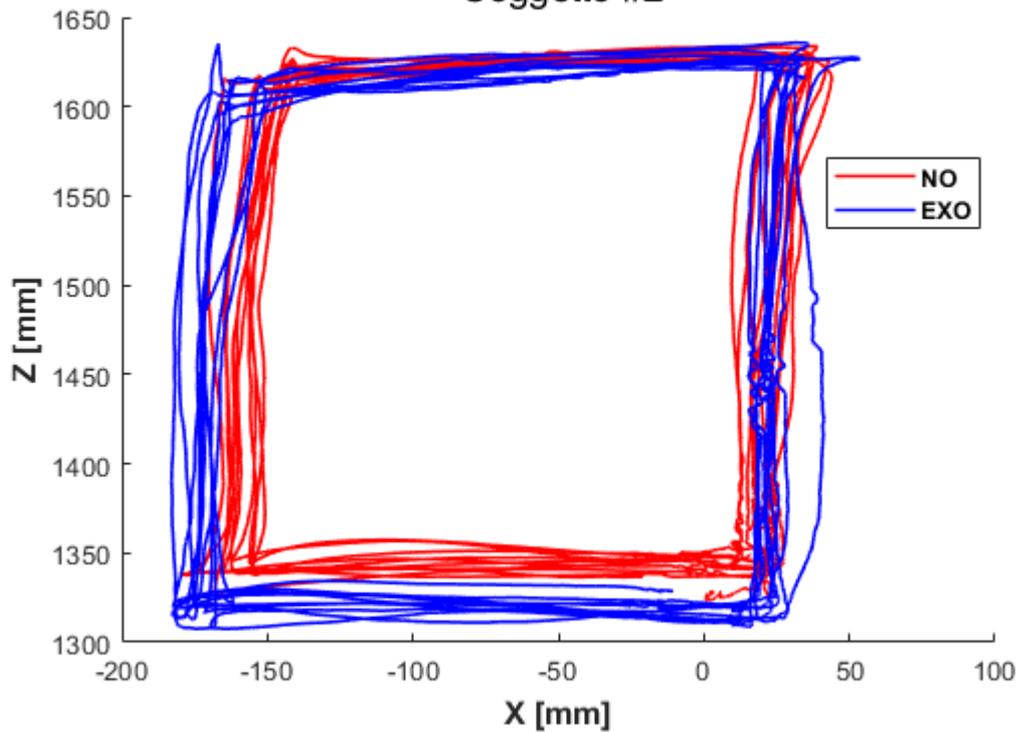


Figura 4.29 “Quadrilateri” descritti dal marker RWRST nelle prove dinamiche, soggetto #2

Tabella 4.15 Tabella dati traiettorie massime descritte durante le ripetizioni, in evidenza i partecipanti aventi scarti percentuali relativi maggiori nella tabella 4.15

N° soggetto	EXO		NO		Distanza dei centri geometrici [mm]
	Lato max X [mm]	Lato max Z [mm]	Lato max X [mm]	Lato max Z [mm]	
1	250,87	313,88	248,43	366,31	62,18
2	222,88	310,09	236,52	328,16	7,66
3	243,46	291,65	234,73	358,25	66,28
4	251,55	295,29	248,34	304,65	17,37
5	212,24	278,31	224,35	334,59	82,30
6	268,70	337,64	272,03	398,93	29,66
7	255,34	328,86	313,03	463,60	117,36
8	217,29	314,62	227,56	331,74	57,73

Prendendo ad esempio il soggetto #7, non solo le “sinusoidi” generate dal movimento del braccio dominante posseggono un’ampiezza maggiore, ma anche una frequenza minore dovuta alla flessione-estensione della spalla, avvenuta lungo la direzione Z (Fig.4.30).

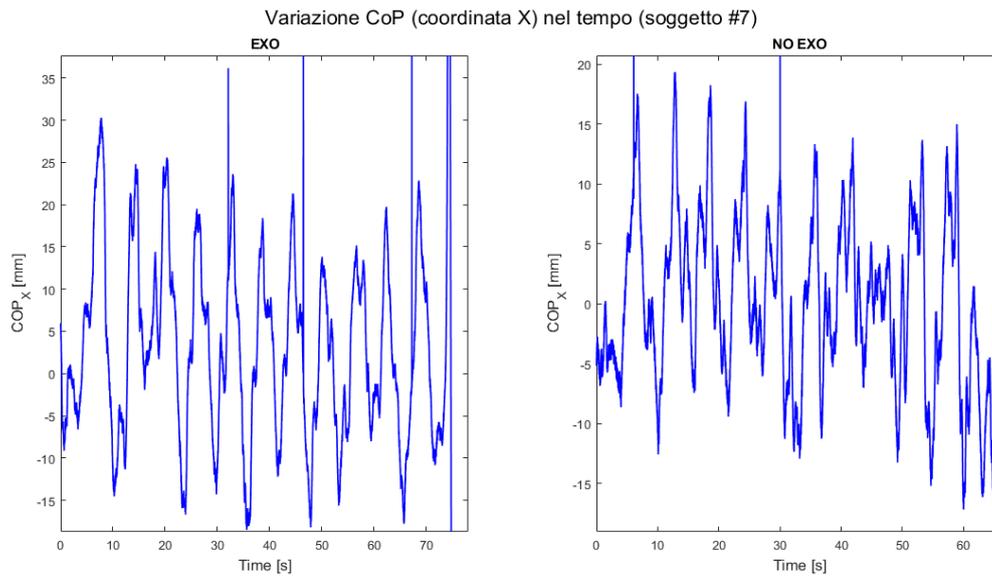


Figura 4.30 Variazione del CoP nella direzione X (sottraendo il valor medio), nel soggetto #7, a sx la prova EXO e a dx la prova NO EXO

4.3.3 Movimenti relativi esoscheletro-torso

Prove statiche

Data l'inerente staticità della prima tipologia di prova, si suppone che i movimenti relativi fra il S.d.R. del telaio posteriore dell'esoscheletro passivo ed il S.d.R. relativo al busto dell'operatore siano mediamente bassi e che solo in caso di progressivi spostamenti dell'esoscheletro (come un suo abbassamento a causa di un'imbragatura non sufficientemente stretta) oppure di rapide perturbazioni provocate dal movimento del braccio (originare dall'affaticamento muscolare, come ad esempio osservato precedentemente nei dati relativi al CoP) è possibile rilevare delle variazioni significative (Tab. 4.16).

Tabella 4.16 Tabella valori scostamenti angolari EXO-torso, valori medi e deviazioni standard

N° soggetto	Scostamento angolare EXO-torso ($\mu \pm \sigma$)		
	Flesso-estensione [°]	Abd-Adduzione orizz. [°]	Rot. Interna-esterna [°]
1	0,25 ± 0,11	0,29 ± 0,30	0,71 ± 0,25
2	-0,28 ± 0,26	0,38 ± 0,33	-0,13 ± 0,33
3	-0,04 ± 0,55	0,27 ± 0,58	-0,67 ± 0,51

4	$0,20 \pm 0,12$	$0,21 \pm 0,35$	$0,54 \pm 0,21$
5	$0,30 \pm 0,25$	$-0,63 \pm 0,36$	$0,89 \pm 0,38$
6	$-0,67 \pm 0,55$	$-0,37 \pm 0,41$	$0,21 \pm 0,60$
7	$-0,94 \pm 0,99$	$-1,01 \pm 1,03$	$-0,62 \pm 0,60$
8	$0,94 \pm 0,57$	$-1,62 \pm 0,65$	$0,34 \pm 0,46$

Nella tabella si nota la variabilità (espressa mediante la deviazione standard) nel soggetto #7 (Fig. 4.31) questa è fra le più alte del campione, dovute molto probabilmente alle oscillazioni del braccio affaticato del peso dell'avvitatore. Nel soggetto #6, invece, la deviazione è in parte causata da alcune problematiche sorte durante la fase di equipaggiamento dell'esoscheletro.

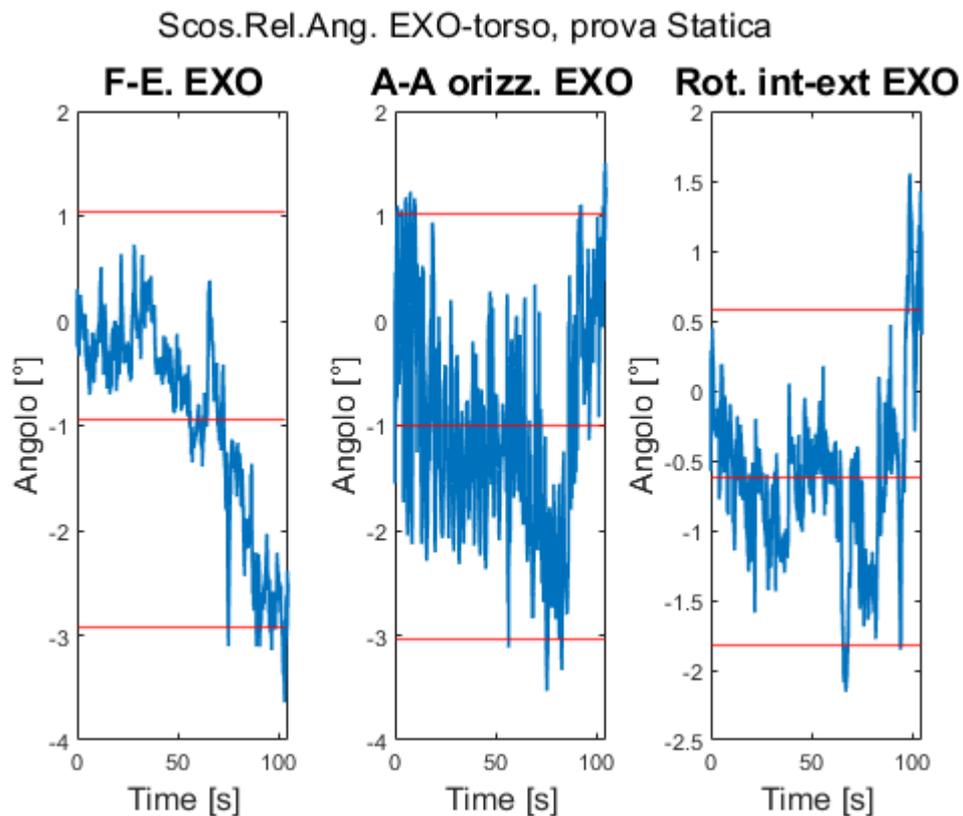


Figura 4.31 Scostamenti angolari EXO, soggetto #7, in rosso le linee corrispondenti alla media ed alla doppia deviazione standard (indicativo del range di valori)

Analizzando la tabella riferito alle distanze delle origini dei S.d.R. (Tab. 4.17), nel soggetto #6, le deviazioni standard elevate sono state probabilmente dovute all'uso prolungato dell'esoscheletro, difatti la prova statica EXO è stata l'ultima anche per i soggetti #3 ed #8 (vedi tabella 4.1), e quindi provocato da un graduale allentamento dell'imbragatura.

Tabella 4.17 Tabella valori distanze EXO-torso, valori medi e deviazioni standard, prove statiche

N° soggetto	Distanza EXO-torso ($\mu \pm \sigma$)		
	Dir. X (medio-laterale) [mm]	Dir. Y (antero-posteriore) [mm]	Dir. Z (infero-superiore) [mm]
1	4,75 ± 1,48	-2,04 ± 0,65	-2,52 ± 1,31
2	-1,59 ± 1,70	-0,31 ± 0,56	1,56 ± 2,10
3	-2,49 ± 2,12	-1,13 ± 2,70	2,82 ± 2,86
4	0,48 ± 0,58	-0,55 ± 0,61	0,67 ± 1,10
5	2,60 ± 1,09	2,01 ± 1,44	5,79 ± 2,90
6	-0,15 ± 5,85	3,45 ± 2,37	0,96 ± 3,40
7	7,01 ± 4,17	-1,17 ± 3,48	-0,78 ± 3,28
8	-6,08 ± 3,06	2,38 ± 1,00	4,63 ± 2,08

Prove dinamiche

Nelle prove dinamiche, si è preferito analizzare le singole ripetizioni anziché il segnale nella sua interezza.

Come conseguenza dei movimenti delle braccia effettuati durante la prova, è logico prevedere una maggiore mobilità della struttura esoscheletrica rispetto al busto dell'utilizzatore (Fig. 4.31).

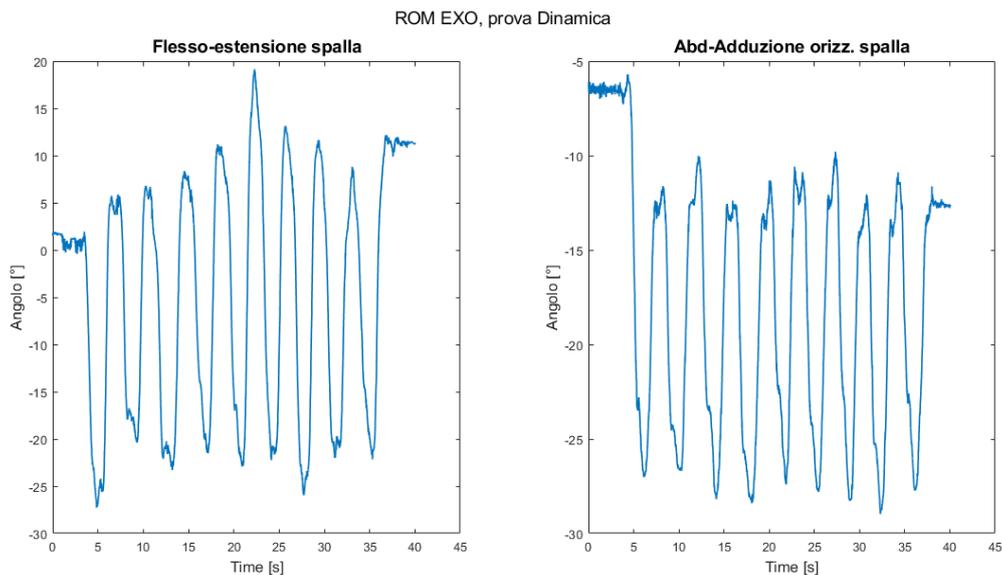


Figura 4.32 ROM angolare del soggetto #5 durante la prova dinamiche EXO

Nella tabella 4.19 sono stati indicati i range esplorati ($MAX^\circ - min^\circ$) nelle ripetizioni effettuate; nel soggetto #2 c'è stato un errore nel salvataggio dei dati della cinematica.

Una possibile causa dello scostamento fra i range angolari massimi prescritti (ovvero 45° di flessione-estensione e 30° di abduzione-adduzione orizzontale) è stata la distanza fra il centro articolare della spalla e la superficie del pannello; la variabilità dei risultati è quindi anche dovuta all'altezza dei soggetti e alle lunghezze delle loro braccia.

Tabella 4.18 ROM angolare dell'esoscheletro esplorato dal campione durante le prove dinamiche

N° soggetto	Range flesso-estensione [°]	Range Abd-adduzione orizz.[°]
1	28,27	37,57
2		
3	35,43	17,72
4	31,03	15,57
5	46,41	23,28
6	42,63	22,72
7	52,03	25,11
8	34,29	15,82

Per gli scostamenti angolari (Tabella 4.19), si è voluto presentare, allo scopo di sintetizzare la raccolta dati, i valori relativi ad un'ipotetica "ripetizione media" in termine di range angolare (MAX-min).

Negli ultimi cinque volontari, si è osservato che i movimenti angolari relativi fra l'esoscheletro ed il busto in termini di abduzione-adduzione orizzontale hanno presentato delle rapide perturbazioni all'interno delle ripetizioni, mentre i profili delle "sinusoidi" descritte negli altri movimenti sono più regolari e coerenti con gli spostamenti del braccio dominante. In Figura 4.33 gli spostamenti del soggetto #4.

Tabella 4.19 Tabella valori scostamenti EXO-torso, valori medi e deviazioni standard, prove dinamiche

N° soggetto	Scostamento angolare EXO-torso, ripetizione "media" (MAX°-min°)		
	Flesso-estensione [°]	Abd-Adduzione orizz. [°]	Rot. Interna-esterna [°]
1	1,76	3,09	1,79
2	2,67	3,69	1,55
3	3,19	4,11	4,44
4	1,47	1,76	3,03
5	4,15	1,39	4,63
6	2,69	1,45	6,11
7	4,41	4,84	4,86
8	3,17	3,20	2,00

Scos.Rel.Ang. EXO-torso, prova Dinamica

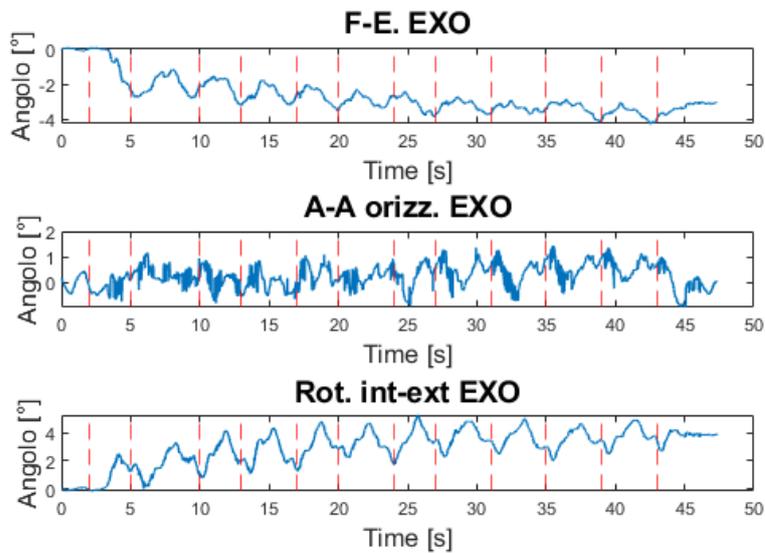


Figura 4.33 Spostamenti angolari del soggetto #4, in rosse le linee che delimitano nel tempo le ripetizioni

Tabella 4.20 Tabella distanze EXO-torso, valori medi e deviazioni standard, prove dinamiche

N° soggetto	Distanza EXO-torso, ripetizione “media” (Max-min)		
	Dir. X (medio-laterale) [mm]	Dir. Y (antero-posteriore) [mm]	Dir. Z (infero-superiore) [mm]
1	6,47	6,19	2,47
2	9,62	5,47	6,76
3	20,59	12,82	4,71
4	20,48	5,52	5,77
5	24,26	12,15	4,60
6	31,50	9,12	10,24
7	28,89	14,31	9,33
8	13,82	10,79	5,06

In molti membri del campione l’ampiezza dei movimenti sull’asse X è decisamente superiore a quelli degli altri due assi.

In particolare nel soggetto #4 si è registrato un incremento della distanza per ogni ripetizione fino al raggiungimento di un plateau (Fig. 4.34 A sinistra), mentre nel caso del soggetto #6 la prima ripetizione ha provocato una rapida sollecitazione, portando la distanza media intorno ai 30 mm (Fig.4.34 a destra).

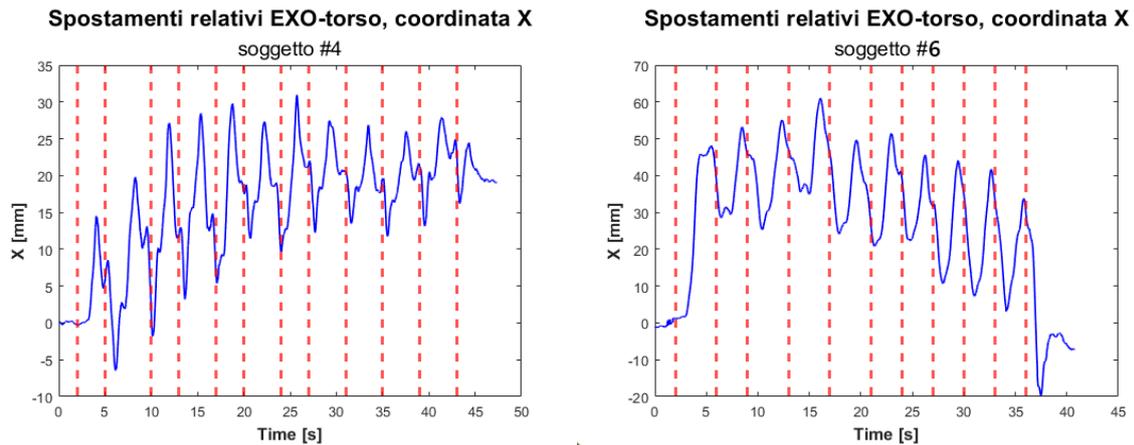


Figura 4.34 Spostamenti relativi EXO-torso lungo l'asse X, nel soggetto #4 (sinistra) e #6 (destra)

Prove di precisione

Nel caso delle prove di precisione, è stato ritenuto opportuno analizzare gli interi segnali (analogamente a quanto fatto per le prove statiche) poiché non è stato richiesto di eseguire la prova in modo tale da segmentare ed “isolare” i singoli movimenti in modo efficace ed uniforme, tuttavia gli “impulsi” dovuti al sollevamento dell’arto dominante per poter avvitarne i fili all’interno dei morsetti risultano abbastanza visibili dalle registrazioni del sistema optoelettronico. Nella figura 4.35, il partecipante ha dapprima connesso i fili alla sua sinistra (primi cinque “picchi” spancati) e poi quelli alla sua destra (ultimi cinque spike).

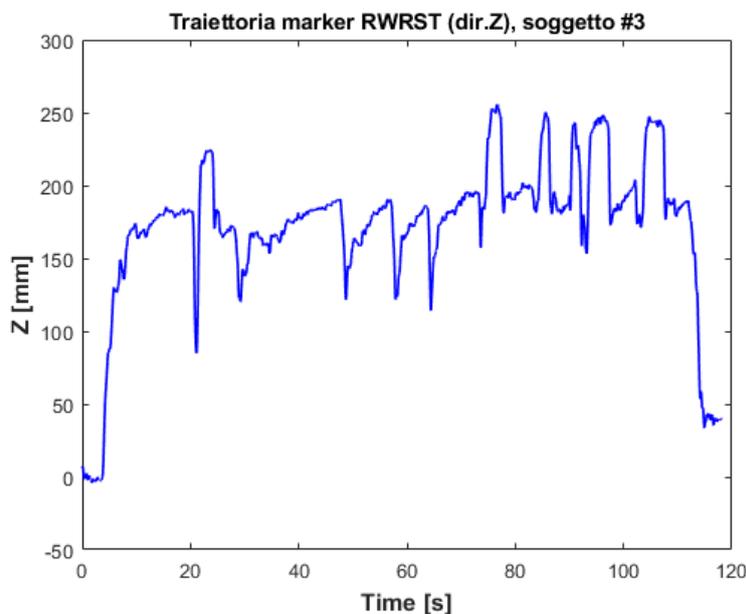


Figura 4.35 Traiettoria coordinata Z del marker RWRST, soggetto #3

In queste prove (Tab. 4.21), i movimenti dei soggetti, non più “vincolati” dalla pedana dinamometrica, hanno provocato degli scostamenti angolari dell’esoscheletro superiori a quelli delle prove statiche.

Alcuni volontari cambiando la postura per il collegamento dei cavi, ad esempio estendendo la schiena, hanno alterato l'orientamento del telaio rigido rispetto al corpo durante la prova, ciò è osservabile dai valori medi ottenuti sul segnale.

Tabella 4.21 Tabella valori scostamenti angolari EXO-torso, valori medi e deviazioni standard, prove di precisione

N° soggetto	Scostamento angolare EXO-torso ($\mu \pm \sigma$)		
	Flesso-estensione [°]	Abd-Adduzione orizz. [°]	Rot. Interna-esterna [°]
1	-1,49 ± 2,04	-1,69 ± 1,13	0,52 ± 1,57
2	2,36 ± 1,08	-4,33 ± 1,16	-3,78 ± 2,00
3	1,23 ± 1,32	-2,84 ± 1,33	5,97 ± 2,34
4	3,40 ± 1,45	1,62 ± 1,56	-0,98 ± 2,33
5	4,25 ± 1,46	-4,50 ± 1,36	2,74 ± 1,18
6	0,89 ± 1,66	0,97 ± 0,78	1,60 ± 3,39
7	-0,32 ± 1,85	2,48 ± 1,46	-0,05 ± 2,06
8	0,22 ± 0,90	1,44 ± 1,76	-0,58 ± 1,02

In alcuni soggetti, vi sono delle oscillazioni notevoli lungo la loro direzione medio-laterale (Tab. 4.22), questi sono principalmente causati dal movimento del braccio dominante durante la fase di montaggio dei fili con il cacciavite.

Prendendo ad esempio il soggetto #2, si è rilevato uno spostamento progressivo della distanza “media” (Fig. 4.36), sono inoltre visibili gli “spike” delle connessioni effettuate.

Tabella 4.22 Tabella valori distanze EXO-torso, valori medi e deviazioni standard, prove di precisione

N° soggetto	Distanza EXO-torso ($\mu \pm \sigma$)		
	Dir. X (medio-laterale) [mm]	Dir. Y (antero-posteriore) [mm]	Dir. Z (infero-superiore) [mm]
1	6,69 ± 19,20	-9,51 ± 4,72	1,89 ± 3,41
2	-37,41 ± 21,24	-5,12 ± 4,39	4,78 ± 5,83
3	20,27 ± 13,30	-7,43 ± 6,62	4,42 ± 8,25
4	-5,54 ± 24,32	-24,11 ± 4,4	6,85 ± 7,13
5	-31,18 ± 9,94	3,17 ± 7,19	15,48 ± 4,67
6	21,85 ± 23,15	10,75 ± 4,20	-2,82 ± 6,51
7	-5,59 ± 26,47	28,14 ± 10,97	6,60 ± 8,20
8	-0,48 ± 16,48	5,35 ± 6,81	0,03 ± 6,86

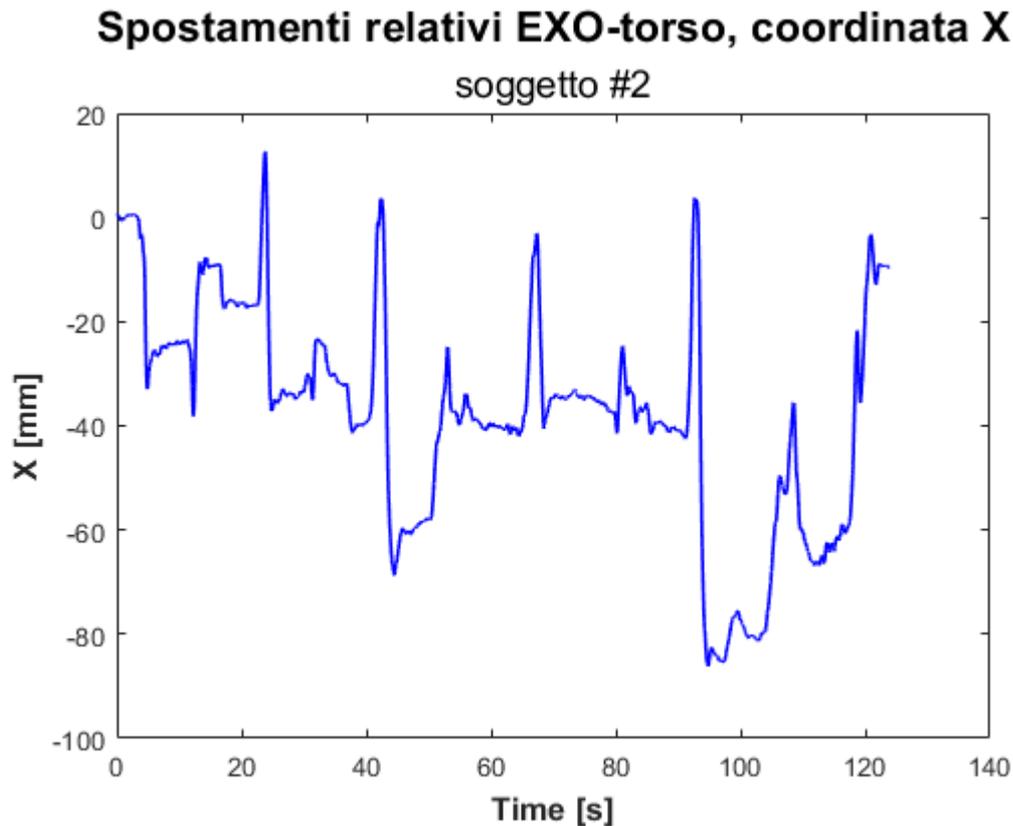


Figura 4.36 Distanza EXO-torso in direzione X, soggetto #2

4.3.4 Valutazioni qualitative (prove di precisione)

Alcuni parametri utilizzati per offrire un giudizio qualitativo riguardo alla prova di precisione (poiché più complessa rispetto alle altre due) sono stati il tempo usato per completare l'attività ed il "punteggio" di essa (ovvero il numero di collegamenti effettuati in modo corretto).

Nei soggetti #4 ed #8 sono state riscontrate delle difficoltà nel completare l'attività; infatti, la prova EXO del primo e la prova NO EXO del secondo sono le uniche prove che non hanno ottenuto un punteggio pieno di 5 collegamenti corretti su 5.

Per quanto riguarda invece il sesto partecipante, nella prova NO EXO ha avuto delle difficoltà con i primi morsetti (forse non accuratamente predisposti all'inizio della prova), riuscendo tuttavia a concludere il test effettuando tutti i collegamenti.

I valori risultanti dai questionari sono stati puramente soggettivi, sebbene fossero stati forniti in alcune occasioni dei "riferimenti"; ai vari partecipanti è stato inoltre richiesto di essere coerenti fra le due modalità, cercando di relativizzare i punteggi dell'ultima modalità del test eseguita (con oppure senza il dispositivo indossato) con la prima.

È doveroso precisare che solo alcuni membri del campione sono stati reclutati senza alcuna conoscenza pregressa del lavoro di tesi e dei suoi obiettivi, mentre altri hanno collaborato attivamente alla progettazione e studio dell'esoscheletro passivo; perciò, sono le valutazioni non sono da considerare affatto prive di bias e/o conflitti d'interesse.

AUTOVALUTAZIONE SOGGETTO #1

Il volontario ha svolto per prima la prova EXO (Fig. 4.37).

Scala mentale: nella modalità EXO il volontario ha espresso termini come “difficile”, “complicato” e “vincolato”, portando l’autovalutazione da 3/10 a 5/10. Nella seconda configurazione non ha usato gli stessi termini, ma dando un punteggio di 4/10.

Scala fisica: in entrambe le tipologie di prova di precisione il soggetto ha usato i termini “difficile”, “complessa” e “strenua”, incrementando di due punti le autovalutazioni iniziali di 3/10 nella NO EXO e 5/10 nella EXO.

Scala temporale: la prova NO EXO è stata eseguita in maniera più spedita e meno cadenzata secondo il volontario, portando il punteggio da 7 a 8, rispetto al 6/10 ottenuto dall’altra modalità.

Scala performance: Il soggetto ha scelto in entrambi i casi come punteggio un 8/10, non percependo un’alterazione sostanziale della prestazione effettuata.

Scala impegno: il volontario ha usato lo stesso livello 4/10 per definire la combinazione di sforzo fisico e mentale in entrambe le modalità

Scala frustrazione: nessun segno di sconforto o disappunto nelle attività, è rimasto invariato il punteggio di 3/10

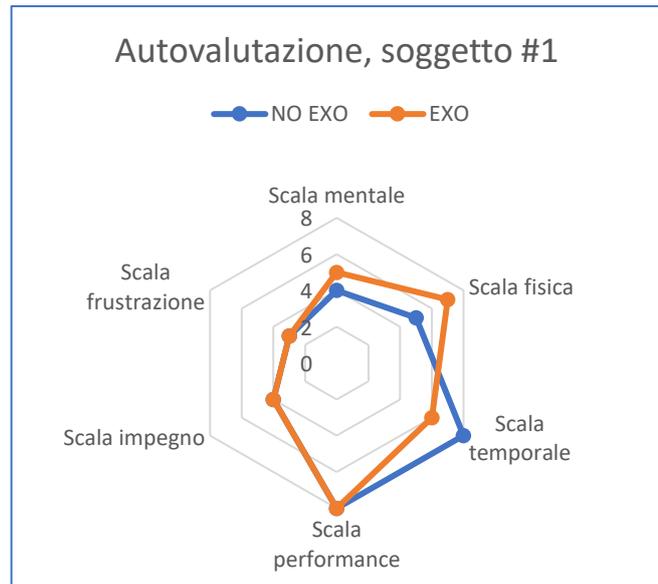


Figura 4.37 Grafico radar dei punteggi del questionario, soggetto #1

AUTOVALUTAZIONE SOGGETTO #2

Il volontario ha svolto per prima la prova NO EXO (Fig. 4.38).

Scala mentale: Il volontario ha attribuito la stessa autovalutazione di 6/10 in entrambe le prove, ma usando l'aggettivo "vincolato" per esprimere la prova EXO portando la valutazione da 5/10 a 6/10.

Scala fisica: il soggetto ha trovato la prova EXO leggermente meno "laboriosa" di quella senza esoscheletro (5/10), diminuendo di un punto la valutazione nella configurazione precedente (6/10), per aver preso confidenza con il dispositivo.

Scala temporale: nella prova EXO il volontario ha cercato di compensare l'ingombro dell'esoscheletro aumentando la velocità nei movimenti, dando al task un'autovalutazione di 6/10, rispetto ai 5/10 della modalità NO EXO.

Scala performance: il soggetto ha provato maggior soddisfazione nell'eseguire la prova EXO (con punteggio 8/10) rispetto alla prima attività (punteggio 7/10).

Scala impegno: è stata usata la stessa autovalutazione di 6/10 per descrivere l'impegno delle prove di precisione

Scala frustrazione: per la configurazione EXO il volontario ha espressa una maggiore frustrazione con un punto di differenza dal test senza esoscheletro (rispettivamente 6/10 pt. E 5/10 pt.).



Figura 4.38 Grafico radar dei punteggi del questionario, soggetto #2

AUTOVALUTAZIONE SOGGETTO #3

Il volontario ha svolto per prima la prova NO EXO (Fig. 4.39).

Secondo il soggetto non è emersa alcuna differenza sostanziale in tutte le scale fra le due prove usando i seguenti punteggi

- **Scala mentale:** 2/10;
- **Scala fisica:** 2/10;
- **Scala temporale:** 2/10
- **Scala performance:** 8/10
- **Scala impegno:** 3/10
- **Scala frustrazione:** 2/10

Non sono inoltre stati utilizzati termini riferiti alla difficoltà o sforzo nelle differenti categorie.

Il volontario è stato l'unico ad aver adottato



Figura 4.39 Grafico radar dei punteggi del questionario, soggetto #3

una strategia differente nel collegare i fili, ovvero agendo prima sui cinque fori a sinistra e poi quelli a destra dei morsetti mammut.

AUTOVALUTAZIONE SOGGETTO #4

il volontario ha svolto per prima la prova EXO (Fig. 4.40).

Scala mentale: il volontario ha avuto delle difficoltà durante la prova EXO a connettere i fili adeguati nei morsetti per chiudere i circuiti elettrici. Questo ha portato il volontario ad autovalutarsi con un 4/10, per poi usare un punteggio più basso nella successiva modalità (3/10).

Scala fisica: con gli stessi punteggi della scala precedente, il volontario ha definito la prova “difficile” aggiungendo quindi un mezzo punto al valore iniziale.

Scala temporale: i tempi occorsi per concludere le prove sono testimonianza del ritmo intrapreso dal soggetto nel cercare di eseguire correttamente la prova; infatti, nella prova NO EXO è stata percepita una maggiore “fretta”, che ha portato il volontario ad autovalutarsi con un 6/10, superiore al 3/10 ottenuto con l’esoscheletro.

Scala performance: indipendentemente dal modo in cui sono state concluse le prove, è stato scelto un 8/10.

Scala impegno: benchè abbia sentito un maggior carico mentale e fisico nella prova EXO, il punteggio è stato di 3/10, l’impegno tuttavia usato per la prova senza dispositivo ha condotto il soggetto ad autovalutarsi con un 4/10.

Scala frustrazione: la confusione nel collegamento dei fili ha consentito il volontario ad attribuirsi una valutazione di 4/10, ed un 3/10 sulla prova NO EXO.

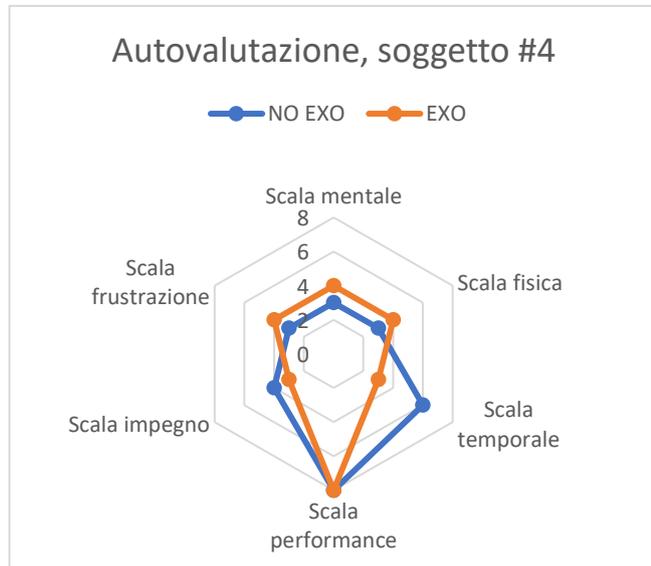


Figura 4.40 Grafico radar dei punteggi del questionario, soggetto #4

AUTOVALUTAZIONE SOGGETTO #5

Il volontario ha svolto per prima la prova NO EXO (Fig. 4.41).

Scala mentale: non è emersa alcuna differenza a livello di sforzo cognitivo fra le due tipologie di test, il punteggio attribuito è stato 2/10.

Scala fisica: il soggetto ha percepito una maggiore “complessità” nel task EXO, portando l’autovalutazione da 2/10 a 3/10; per l’altra modalità il punteggio è stato di 2/10.

Scala temporale: nell’ultima prova eseguita (prova EXO), il soggetto ha percepito una maggiore pressione nel concludere il test, esprimendo un punteggio di 5/10, superiore ad un punto da quello NO EXO (4/10).

Scala performance: nonostante delle difficoltà aggiuntive, il soggetto ha espresso maggiore soddisfazione nell’eseguire la prova con l’esoscheletro, usando un punteggio pieno di 10/10, rispetto ai 9/10 dell’altro test.

Scala impegno: il soggetto ha percepito la prova EXO più impegnativa con una valutazione pari a 3/10, rispetto ai 2/10 della prima tipologia eseguita.

Scala frustrazione: il soggetto ha provato un lieve senso di frustrazione nell’usare l’esoscheletro adottando un punteggio pari a 3/10, rispetto ai 2/10 in assenza dell’esoscheletro.



Figura 4.41 Grafico radar dei punteggi del questionario, soggetto #5

AUTOVALUTAZIONE SOGGETTO #6

Il volontario ha svolto per prima la prova NO EXO (Fig. 4.42).

Scala mentale: il volontario non ha espresso termini di difficoltà oppure sforzo cognitivo, adottandolo stesso punteggio pari a 1/10.

Scala fisica: l’esoscheletro ha reso la prova più “complessa, laboriosa e strenua”, portando l’autovalutazione iniziale da 3/10 a 5/10. Nella configurazione NO EXO ha usato un punteggio pari a 1/10.

Scala temporale: per compensare le tempistiche della prova NO EXO (punteggio 2/10), il soggetto ha provato ad effettuare le connessioni in modo più spedito, autovalutandosi con un 3/10.

Scala performance: per la prova EXO, il volontario ha espresso la sua soddisfazione nel completarla con un 8/10, un punto superiore a quello NO EXO (7/10).

Scala impegno: l'errore (poi risolto) nella connessione dei fili è valso un punto di differenza fra l'autovalutazione NO EXO (3/10) e quella EXO (2/10).

Scala frustrazione: alcune problematiche legate allo scollamento di alcuni sensori e marker, dovuti ai movimenti dell'esoscheletro, hanno fatto sì che la autovalutazione della prova EXO salisse a 6/10, a confronto dei 4/10 della prova NO EXO, seppure più duratura.

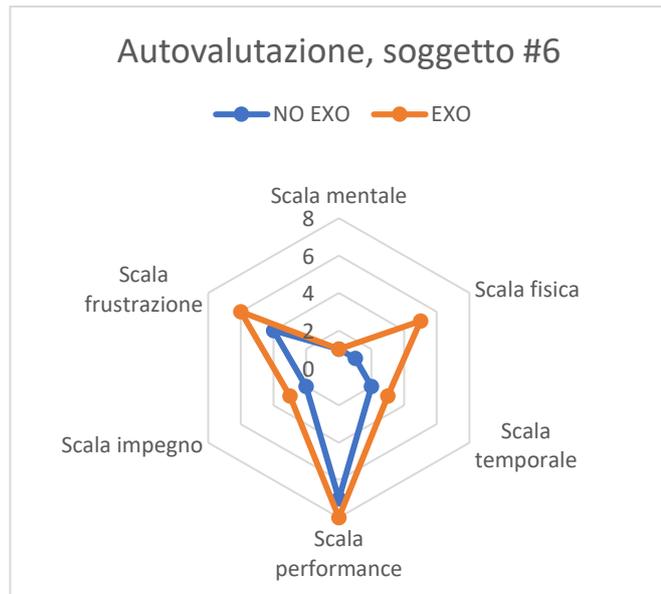


Figura 4.42 Grafico radar dei punteggi del questionario, soggetto #6

AUTOVALUTAZIONE SOGGETTO #7

Il volontario ha svolto per prima la prova EXO (Fig. 4.43)

Scala mentale: nella prova EXO, è stata usata un'autovalutazione di 4/10, esprimendo termini come "vincolata" per definirla; in quella NO EXO si è usato un punteggio inferiore pari a 2/10.

Scala fisica: il punteggio della prova EXO è stato 3/10, mentre per l'altra modalità 2/10.

Scala temporale: per entrambi i test il soggetto ha espresso un'autovalutazione di 3/10, senza offrire alcun commento sulla velocità di esecuzione o "pressione" nel terminare i collegamenti.

Scala performance: nonostante gli sforzi aggiuntivi, il soggetto ha ammesso di aver trovato la prova EXO "interessante" attraverso un'autovalutazione pari a 10/10, rispetto al 9/10 conseguito nella prova NO EXO.

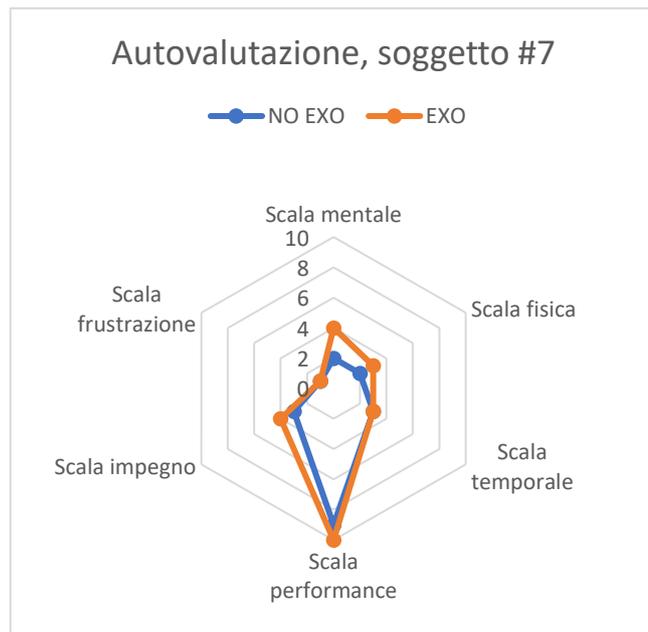


Figura 4.43 Grafico radar dei punteggi del questionario, soggetto #7

Scala impegno: nell'attività con l'esoscheletro la valutazione è passata da 3,5 a 4/10, mentre alla prova successiva è stato confermato un punteggio pari a 3/10.

Scala frustrazione: dato l'interesse nelle attività eseguite, il soggetto ha scelto un punteggio basso di frustrazione di 1/10.

AUTOVALUTAZIONE SOGGETTO #8

Il volontario ha svolto per prima la prova NO EXO (Fig. 4.44).

Scala mentale: per entrambe le prove, il soggetto ha usato un’autovalutazione di 6/10, esprimendo però termini come “complessa” per la prova senza esoscheletro.

Scala fisica: partendo inizialmente da un punteggio di 6,5/10, il partecipante lo ha alzato a 8/10 dopo aver espresso uno sforzo maggiore nella prova NO EXO, ad un punto di distanza dalla successiva (7/10).

Scala temporale: dopo aver svolto la prova NO EXO, è stata percepita meno “pressione” e “fretta” nell’eseguire i collegamenti; la valutazione di questa prova è 6/10, mentre termini come “frenetica” e “rapida” hanno portato il punteggio finale della modalità NO EXO a 8/10.

Scala performance: la soddisfazione nel concludere la prova è stata espressa mediante un punteggio di 9/10 nell’attività con esoscheletro e 7/10.

Scala impegno: intesa come coordinazione mentale e fisica, l’impegno della prova con esoscheletro è stato valutato con un punteggio pari a 4/10, mentre quella senza il dispositivo con 5/10.

Scala frustrazione: l’utilizzo dell’esoscheletro ha provocato una sensazione di “ingombro”; per questo è stato scelto un giudizio di 5/10 rispetto ai 4/10 del primo test.

Per sintetizzare i risultati dei questionari, è stata realizzata una tabella (Tab. 4.24) riferita ai valori di scarto espressi come differenza fra le prove EXO e NO EXO:

Tabella 4.23 Scarti dei punteggi dei questionari (no scala performance)

N° soggetto	Scala mentale	Scala fisica	Scala temporale	Scala impegno	Scala frustrazione
1	1	2	-2	0	0
2	0	-1	1	0	1
3	0	0	0	0	0
4	1	1	-3	-1	1
5	0	1	1	1	1
6	0	4	1	1	2
7	2	1	0	1	0
8	0	1	-2	-1	1

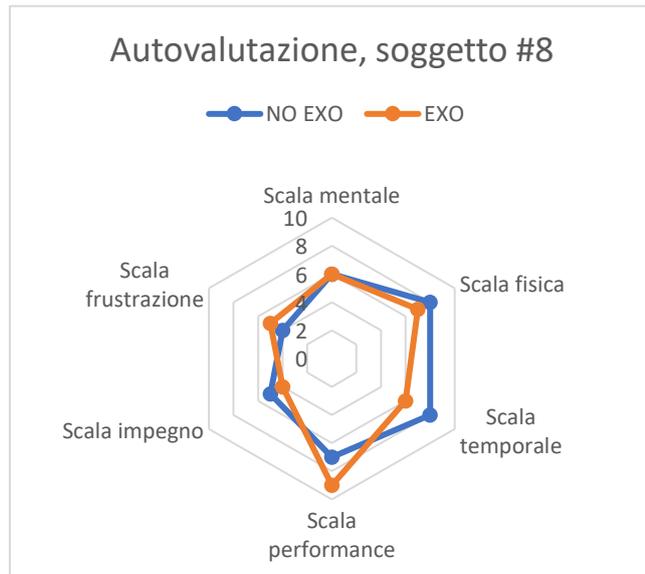


Figura 4.44 Grafico radar dei punteggi del questionario, soggetto #8

Capitolo 5: conclusioni

Grazie ai dati analizzati, ricavati dalla sessione sperimentale per la validazione dell'esoscheletro passivo per arti superiori, sono state tratte delle conclusioni in merito al suo utilizzo ed alla sua efficacia in quanto dispositivo impiegato in ambito industriale.

Prove statiche

Nelle prove statiche, i parametri EMG di tensione e frequenza hanno riportato risultati non sempre concordi fra loro, come nei soggetti che non hanno completato le prove (#6 e #7) ed il soggetto #8, infatti questi ultimi hanno presentato dei valori di riduzione decisamente estranei, considerati degli outlier all'interno dell'analisi campionaria. Questo fenomeno può avere diverse cause, come ad esempio un differente reclutamento delle fibre muscolari oppure un'alterazione della velocità di conduzione del segnale bioelettrico. A livello macroscopico, i soggetti potrebbero aver adottato una diversa postura per il sostegno del braccio teso, coinvolgendo altri muscoli della spalla e degli arti inferiori non presi in esame durante il protocollo sperimentale.

Escludendo questi valori, i muscoli che hanno tendenzialmente manifestato una riduzione dell'attività EMG sul campione di partecipanti sono il flessore della spalla (il DA, con una riduzione minima del 32%), l'abduktore frontale (il DM, con una riduzione minima del 35%) ed per buona parte dei volontari il bicipite brachiale.

I muscoli erettori spinali hanno anch'essi subito mediamente delle riduzioni, ma i valori sono altamente dispersi nel campione.

L'alterazione della postura, espressa mediante le ellissi di confidenza e quindi la variazione spazio-temporale delle coordinate del CoP, è stata condizionata principalmente da rapide oscillazioni del braccio dominante in possesso del carico, in particolare su due soggetti che hanno registrato.

Gli spostamenti angolari fra i coseni direttori dell'esoscheletro e del torace sono spesso al di sotto di 1°, quindi comparabili con l'accuratezza di stima del sistema optoelettronico. In alcuni soggetti si è verificato una variazione media della distanza fra le origini dei S.d.R., causati molto probabilmente dall'allentamento dell'imbragatura, ma comunque inferiori al centimetro.

Prove dinamiche

Per quanto concerne le prove dinamiche, invece, il supporto fornito dal dispositivo indossabile agli arti durante le ripetizioni è risultato mediamente inferiore a quello delle prove precedenti. Il campione è caratterizzato da una non indifferente variabilità intersoggettiva, ciò è dovuto da numerosi fattori quali ad esempio le diverse velocità di movimento delle braccia fra le due configurazioni oppure le diverse "traiettorie" eseguite. I soggetti 2, #3 ed #8 hanno registrato una quantità considerevole di valori outlier, molto spesso pari a degli aumenti di sforzo fisico (espresso sia in termini di frequenza che di intensità). Tuttavia, su sei membri del campione il deltoide mediale ha avuto un rallentamento del fenomeno di fatica superiore al 34% e del 21% per il deltoide mediale sui fatigue plot riferiti all'ARV. I muscoli erettori spinali hanno sofferto maggiormente la redistribuzione dei carichi provocata dall'esoscheletro rispetto alle prove statiche.

La variazione posturale nelle due modalità del test, a parità di ripetizioni, è stata irrilevante per sei persone su otto e si sono verificate solo due espansioni dell'area dell'ellisse di confidenza, nei soggetti #5 e #7. A giudicare dai dati cinematici del marker del polso e di quelli adesi ai giunti

dell'esoscheletro, queste alterazioni sono provocate dal ROM esplorato dalla spalla durante le ripetizioni, tenendo sempre a mente che il braccio è stato caricato con un avvitatore di 1,2 kg.

La spalla in movimento ha consentito dei movimenti relativi rispetto ai marker adesi al torace dei soggetti, con delle oscillazioni angolari medie intorno ai 3° oppure degli scostamenti in direzione medio-laterali fino ai 3,1 cm (come riferimento si può considerare il diametro di un marker passivo, pari a 14 mm).

Prove di precisione

Nell'ultima tipologia di prova, le prove di precisione, la variabilità intersoggettiva e la maggiore "complessità" della prova hanno fornito risultati non sempre osservabili in modo univoco sul campione. Così come nelle prove statiche, i valori inerenti alla tensione non sono confrontabili con quelli delle frequenze mediane e medie.

Il soggetto #4 è stato il partecipante che nei tre parametri sembra aver beneficiato maggiormente dell'esoscheletro passivo (una riduzione dell'ARV complessivo sul corpo del 9%), benché non abbia eseguito la prova in modo rapido oppure corretto (dato l'errore di un collegamento sul pannello). Al contrario, il #6 ha subito un incremento della deviazione standard delle curve nelle prove EXO, in tutte e tre le tabelle. Il volontario #7 ha avuto una riduzione minima nei muscoli articolari pari al 26%, ma solo nel primo parametro. L'ottavo membro del campione, invece, nei valori di frequenza ha mostrato un affaticamento accelerato ed intenso sui muscoli lombari LD e IC.

La cinematica articolare elaborata durante le prove in modalità EXO è risultata sensibile ai movimenti relativi fra l'esoscheletro ed il corpo, sia all'inizio effettivo delle prove (quando sono stati sollevati gli arti per la prima volta) sia durante i singoli "impulsi" dovuti all'avvitamento dei puntalini all'interno dei morsetti. Gli spostamenti sia dei marker adesi al corpo sia di quelli incollati alla porzione posteriore del dispositivo sono stati dell'ordine dei centimetri in alcuni casi, soprattutto in direzione X/medio-laterale.

I risultati dei questionari hanno evidenziato una maggiore divergenza fra i punteggi ottenuti nelle due configurazioni della prova di precisione a livello di sforzo fisico e velocità di esecuzione. L'usabilità ed il comfort che ha provveduto il dispositivo indossabile è stato il principale determinante nella scala fisica, testimoniato ad esempio dalla mobilità del telaio durante i sollevamenti degli arti. I soggetti che hanno esibito un'autovalutazione complessiva meno favorevole per i test in presenza dell'esoscheletro passivo sono i soggetti #6, #5 e #7.

5.1 Limitazioni sperimentali

Nonostante le linee guida stabilite per il corretto svolgimento, è stato necessario fare fronte all'inerente varietà del campione selezionato (in termini di caratteristiche antropometriche) ed alle tempistiche per il set-up sperimentale.

Per questo motivo alcune regolazioni del dispositivo sono state effettuate in modo preventivo (e non durante l'inizio delle prove), aventi tuttavia una differenza di altezza non superiore ai 4 cm, al fine di velocizzare la fase di doffing (rimozione) e doning (equipaggiamento).

In alcuni segnali della cinematica articolare, la struttura (impiegata nelle prove dinamiche e di precisione) ha ostruito alcuni marker localizzati su busto (specialmente CLAV e STRN), facendo perdere qualche secondo di registrazione. Per alcuni soggetti, questi ultimi due marker sono anche caduti al termine di alcuni test.

In buona parte dei partecipanti delle sessioni sperimentali, i sensori wireless per la registrazione dell'attività muscolare non sono rimaste adesi alla cute.

Questa problematica era dovuta a due aspetti: la "densità" di elettrodi nella porzione superiore del braccio e la mobilità dell'esoscheletro, sbilanciato sul lato dominante a causa della differente pressurizzazione dei P.A.M.

Per quanto i calcoli delle variabili nel capitolo dei risultati abbiano fatto fronte a questa problematica sorta al termine del protocollo sperimentale, nelle prove dinamiche non sono state eseguite le dieci ripetizioni, sia per eccesso sia per difetto, da tutti i membri del campione.

5.2 Sviluppi futuri e possibili aggiornamenti del protocollo

Alla luce dei risultati ottenuti, anche a confronto delle prove sperimentali consultate in letteratura, è necessario fornire dei possibili miglioramenti alla definizione dei futuri protocolli sperimentali su questo prototipo, come ad esempio:

- Prove sperimentali più "verosimili", auspicando un re-design dell'attuale prototipo, sarà possibile effettuare dei test al di fuori dei laboratori, e testare l'efficacia dell'esoscheletro sul campo (tenendo conto delle attuali normative di sicurezza);
- Prove sperimentali più durature, data la destinazione d'uso del dispositivo, potrebbe essere più verosimile mantenere il dispositivo indossato per un tempo arbitrariamente lungo, al fine di essere maggiormente comparabile ad una condizione lavorativa;
- Al fine di valutare in modo più chiaro l'effetto dell'esoscheletro sui muscoli delle spalle (e del braccio), sarebbe consigliabile implementare delle prove che portino il soggetto al cedimento, così da prendere in considerazione il tempo di esecuzioni dei test ed offrire un ulteriore parametro (come, in maniera simile, è stato fatto nelle prove di precisione);
- "doning/doffing" dell'esoscheletro passivo, attualmente è necessario l'assistenza di una o più persone per mantenere in posizione il telaio posteriore e regolare le cinghie dell'imbragatura. Tuttavia, potrebbe essere utile cronometrare il tempo di equipaggiamento/disequipaggiamento dell'esoscheletro in autonomia, per eventualmente determinare le appropriate modifiche strutturali oppure di design del prototipo;
- Sensoristica indossabile più pratica, durante le prove preliminari ed effettive si è dovuto prestare particolarmente cautela a non sottoporre le telecamere a vibrazioni, che altrimenti avrebbero potuto rendere necessaria una nuova calibrazione, aumentando quindi la durata delle sessioni sperimentali.

Un'altra problematica è dovuta ai rischi di occlusione dei marker durante le acquisizioni, in parte dovuti anche all'ingombro della struttura per le prove di precisione e del pannello delle prove dinamiche.

Perciò, in quanto ad alternativa alla cinematica optoelettronica potrebbe essere riconsiderata una combinazione di sensori inerziali e giroscopi (i quali fanno parte delle cosiddette IMU (Inertial Measurement Unit) che sono integrabili nei sistemi di acquisizione VICON).

In aggiunta, per meglio monitorare l'interazione fra l'esoscheletro ed il corpo, si potrebbero utilizzare dei sensori di dimensioni contenute, come degli estensimetri.

Ringraziamenti

Ringrazio innanzitutto la mia famiglia, che mi ha dato grande sostegno non solo per questo anno in particolare, dedicato allo sviluppo e stesura della tesi, ma per l'intero percorso accademico intrapreso, gioendo con me nei successi e confortandomi nei momenti più difficili.

Un ringraziamento particolare va anche dedicato a tutti i volontari, amici e colleghi, che hanno partecipato alle sessioni sperimentali.

Ringraziamenti anche al Politecnico di Torino, che mi ha offerto la possibilità di consolidare gli argomenti e le conoscenze apprese in questi anni, rappresentato dai relatori C. De Benedictis e M. Paterna e dai tecnici di laboratorio, sempre disponibili ad assistermi soprattutto nelle fasi più complesse.

Riferimenti bibliografici e sitografici

- 1) Veronico, L., Brusco, A., Bucciarelli, A., Mignacca, F. M., & Frusteri, L. (2020). Andamento degli infortuni sul lavoro e delle malattie professionali. *Roma: INAIL*.
- 2) Isusi, I., Munar L. (2020), “Work-related MSDs: facts and figures”, European Agency for safety and health at work (EU-OSHA);
- 3) Peters, M. and Wischniewski, S. (2019) “The impact of using exoskeletons on occupational safety and health”, European Agency for safety and health at work (EU-OSHA);
- 4) Keller, M. (2016). Do You Even Lift, Bro? Hardiman Was GE’s Muscular Take On The Human-Machine Interface. *GE Reports, Aug, 25*.
- 5) History of Robotics laboratory, Institute Mihailo Pupin, Belgrade: History - Mihailo Pupin Institute - Robotics Laboratory
- 6) Sommario BLEEX (documento pdf), sito ufficiale dell UC Berkley Engineer Laboratory: TABLE OF CONTENTS (berkeley.edu)
- 7) ABOUT HULC, sito ufficiale dell UC Berkley Engineer Laboratory: HULC™ - Robotics & Human Engineering Laboratory (berkeley.edu)
- 8) Sito ufficiale della Cyberdyne: Cyberdyne Inc.
- 9) Nussbaum, M.A., Lowe, B.D., de Looze, M., Harris-Adamson, C. and Smets, M. (2019). An Introduction to the Special Issue on Occupational Exoskeletons. *IIEE Transactions on Occupational Ergonomics and Human Factors*, 7(3-4), pp.153–162.
doi:<https://doi.org/10.1080/24725838.2019.1709695>.
- 10) Abdoli-Eramaki, M. (2006). Design and instrumentation of a mechanical personal lift augmentation device (PLAD) for manual lifting tasks.
- 11) Fick, J. D. (2012). Use of acceptability and usability trials to evaluate various design iterations of the Personal Lift Assistive Device (PLAD). *Master's Thesis, Queen's University, Kingston, ON, Canada*. *Library and Archives Canada= Bibliothèque et Archives Canada*.
<https://central.bac-lac.gc.ca/item>.
- 12) Abdoli-E, M., Agnew, M. J., & Stevenson, J. M. (2006). An on-body personal lift augmentation device (PLAD) reduces EMG amplitude of erector spinae during lifting tasks. *Clinical biomechanics*, 21(5), 456-465.
- 13) Gillette, J. C., & Stephenson, M. L. (2018, August). EMG analysis of an upper body exoskeleton during automotive assembly. In *Proceedings of the 42nd annual meeting of the American society of biomechanics* (pp. 308-309).
- 14) Dearborn, M. (2017). Ford Pilots New Exoskeleton Technology to Help Lessen Chance of Worker Fatigue. *Injury| Ford Media Center[WWW Document]*. URL <https://media.ford.com/content/fordmedia/fna/us/en/news/2017/11/09/ford-exoskeleton-technology-pilot.html>.
- 15) BMW press, “BMW Group Harnesses The Potential of Exoskeleton Technology Industrial Exoskeleton Report, 15/3/2017;
- 16) J.Wesslèn, “Exoskeleton Exploration: Research, development, and applicability of industrial exoskeletons in the automotive industry”, 6/6/2018;
- 17) Wesslèn, J. Exoskeleton exploration: Research, development, and applicability of industrial exoskeletons in the automotive industry. 2018. ht p. *hj. diva-portal.org/smash/get/diva2, 1216221*.
- 18) Lee, S., Xiang, Y., Xia, T., & Yang, J. (2022, August). Assessments and Evaluation Methods for Upper Limb Exoskeleton-a Literature Survey. In *International Design Engineering Technical Conferences and Computers and Information in Engineering Conference* (Vol. 86212, p. V002T02A021). American Society of Mechanical Engineers.

- 19) Spada, S., Ghibaudo, L., Gilotta, S., Gastaldi, L., & Cavatorta, M. P. (2017). Investigation into the applicability of a passive upper-limb exoskeleton in automotive industry. *Procedia Manufacturing*, 11, 1255-1262.
- 20) Pacifico, I., Scano, A., Guanziroli, E., Moise, M., Morelli, L., Chiavenna, A., ... & Crea, S. (2020). An experimental evaluation of the proto-mate: a novel ergonomic upper-limb exoskeleton to reduce workers' physical strain. *IEEE robotics & automation magazine*, 27(1), 54-65.
- 21) Moyon, A., Poirson, E., & Petiot, J. F. (2018). Experimental study of the physical impact of a passive exoskeleton on manual sanding operations. *Procedia Cirp*, 70, 284-289.
- 22) Van Engelhoven, L., Poon, N., Kazerooni, H., Rempel, D., Barr, A., & Harris-Adamson, C. (2019). Experimental evaluation of a shoulder-support exoskeleton for overhead work: Influences of peak torque amplitude, task, and tool mass. *IIEE Transactions on Occupational Ergonomics and Human Factors*, 7(3-4), 250-263.
- 23) Schmalz, T., Schändlinger, J., Schuler, M., Bornmann, J., Schirrmeister, B., Kannenberg, A., & Ernst, M. (2019). Biomechanical and metabolic effectiveness of an industrial exoskeleton for overhead work. *International journal of environmental research and public health*, 16(23), 4792.;
- 24) Sito ufficiale Ekso Bionics, pagina dedicata al prodotto Ekso EVO: Ekso EVO - Eksobionics
- 25) Sito ufficiale ExoRise, pagina dedicata al prodotto X-Rise:X-Rise - First russian industrial exoskeletons successfully used at the largest enterprises (exorise.com)
- 26) Sito ufficiale Cyber Human System: Exoarms | Exoesqueleto Industrial | Cyber Human Systems (cyberhs.eu);
- 27) Articolo sul sito ufficiale Hilti: Construction exoskeleton takes the load when working overhead - Hilti GB
- 28) ShivaExo Upper Head Exoskeleton by ErgoSanté, OrthoExo: ShivaExo Upper Head Exoskeleton By ErgoSanté For Industry (orthexo.de)
- 29) Sito ufficiale Auxivo, pagina dedicata a OmniSuit: OmniSuit | Auxivo
- 30) Menduto, T., Schumperlin A. , (2024), “Esoscheletri occupazionali: qual è il quadro tecnico-normativo di riferimento?”
- 31) Monica, L., Sara Anastasi, S., & Francesco Draicchio, F. (2020). Occupational exoskeletons: Wearable robotic devices to prevent work-related musculoskeletal disorders in the workplace of the future. *European Agency for Safety and Health at Work: Luxembourg.*;
- 32) Paterna, M., Magnetti Gisolo, S., De Benedictis, C., Muscolo, G. G., & Ferraresi, C. (2022). A passive upper-limb exoskeleton for industrial application based on pneumatic artificial muscles. *Mechanical Sciences*, 13(1), 387-398.
- 33) Paterna, M. “Passive upper-limb exoskeleton based on Pneumatic Artificial Muscles”, doctoral dissertation, Politecnico di Torino, Italia, 29/02/2024
- 34) Pagina gruppo SENIAM (seniam.org)
- 35) Novák, D. (Ed.). (2015). *Handbook of research on holistic perspectives in gamification for clinical practice*. IGI global.
- 36) Król, H., Sobota, G., & Nawrat, A. (2007). Effect of electrode position on EMG recording in pectoralis major. *Journal of Human Kinetics*, 17, 105.
- 37) AMTI Biomechanics Force Platform Installation Manual Version 4.4, 4/2017
- 38) Ekstrom, R. A., Bifulco, K. M., Lopau, C. J., Andersen, C. F., & Gough, J. R. (2004). Comparing the function of the upper and lower parts of the serratus anterior muscle using surface electromyography. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*, 34(5), 235-243.
- 39) Ekstrom, R. A., Soderberg, G. L., & Donatelli, R. A. (2005). Normalization procedures using maximum voluntary isometric contractions for the serratus anterior and trapezius muscles during surface EMG analysis. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 15(4), 418-428.

- 40) Choi, W. J., Cynn, H. S., Lee, C. H., Jeon, H. S., Lee, J. H., Jeong, H. J., & Yoon, T. L. (2015). Shrug exercises combined with shoulder abduction improve scapular upward rotator activity and scapular alignment in subjects with scapular downward rotation impairment. *Journal of electromyography and kinesiology*, 25(2), 363-370.
- 41) Maurice, P., Čamernik, J., Gorjan, D., Schirmeister, B., Bornmann, J., Tagliapietra, L., ... & Babič, J. (2019) Objective and subjective effects of a passive exoskeleton on overhead work. *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, 28(1), 152-164.
- 42) “NASA-TLX”, pagina in inglese di Wikipedia;
- 43) “Rating of Perceived exertion”, pagina in inglese di Wikipedia;
- 44) Memarian, B., & Mitropoulos, P. (2011). Work factors affecting task demands of masonry work. In *Proceedings of the 47th annual international conference of associated schools of construction*.
- 45) Huysamen, K., Bosch, T., de Looze, M., Stadler, K. S., Graf, E., & O'Sullivan, L. W. (2018). Evaluation of a passive exoskeleton for static upper limb activities. *Applied ergonomics*, 70, 148-155.
- 46) De Bock, S., Rossini, M., Lefeber, D., Rodriguez-Guerrero, C., Geeroms, J., Meeusen, R., & De Pauw, K. (2022). An occupational shoulder exoskeleton reduces muscle activity and fatigue during overhead work. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 69(10), 3008-3020.
- 47) Namdari, S., Yagnik, G., Ebaugh, D. D., Nagda, S., Ramsey, M. L., Williams Jr, G. R., & Mehta, S. (2012). Defining functional shoulder range of motion for activities of daily living. *Journal of shoulder and elbow surgery*, 21(9), 1177-1183.