



POLITECNICO DI TORINO

Corso di Laurea Magistrale in Ingegneria Biomedica

Tesi di Laurea Magistrale

**VALUTAZIONE DELLE MODIFICHE NELL'ATTIVAZIONE DEI
MUSCOLI LOMBARI INDOTTE DALL'USO DI UN ESOSCHELETRO
DURANTE ATTIVITA' LAVORATIVA SIMULATA**

Relatore:
Prof. Marco Gazzoni

Candidata:
Arianna Parola

Correlatori:
Prof. Alberto Botter
Dott. Fabio Vieira Dos Anjos

A.A. 2017/2018

Indice generale

| | |
|--|----|
| 1 INTRODUZIONE..... | 3 |
| 2 CAPITOLO 2..... | 5 |
| 2.1 PATOLOGIE MUSCOLOSCELETRICHE LAVORO CORRELATE..... | 5 |
| 2.2 ANATOMIA LOMBARE..... | 6 |
| 2.3 ESOSCHELETRO..... | 7 |
| 2.4 ELETTROMIOGRAFIA DI SUPERFICIE..... | 10 |
| 3 OBIETTIVO DELLO STUDIO..... | 14 |
| 4 MATERIALI E METODI..... | 15 |
| 4.1 SOGGETTI SELEZIONATI..... | 15 |
| 4.2 PROTOCOLLO SPERIMENTALE..... | 15 |
| 4.3 POSIZIONAMENTO DEGLI ELETTRODI..... | 18 |
| 4.4 ACQUISIZIONE DEI DATI..... | 19 |
| 4.5 ELABORAZIONE DEI DATI ACQUISITI..... | 21 |
| 4.6 ANALISI STATISTICA..... | 30 |
| 5 RISULTATI..... | 31 |
| 5.1 TASK STATICO..... | 31 |
| 5.2 TASK DINAMICO..... | 37 |
| 6 DISCUSSIONE..... | 43 |
| 6.1 PROVA STATICA..... | 43 |
| 6.2 PROVA DINAMICA..... | 44 |
| 6.3 LIMITAZIONI..... | 45 |
| 7 CONCLUSIONI..... | 47 |
| APPENDICE: CONSENSO INFORMATO..... | 48 |
| BIBLIOGRAFIA..... | 50 |

1 INTRODUZIONE

In ambito industriale si verifica frequentemente lo sviluppo di patologie muscoloscheletriche lavoro correlate, definite come infortuni non traumatici dei tessuti molli del sistema neuromuscolare (Howard and Adams 2017). Si sviluppano nel tempo, quando le strutture muscoloscheletriche interessate sono così danneggiate da non riuscire più a riparare (Sultan-Taïeb et al. 2017).

Lo sviluppo di questi disordini è strettamente correlato con il lavoro che l'operaio deve svolgere, in particolare è dovuto a fattori quali sollevamento, trasporto di carichi e mantenimento di posture che coinvolgono i muscoli della schiena (ad esempio la flessione del tronco in avanti o la sua rotazione) (Griffith et al. 2012). Da quanto emerge dalle statistiche, circa il 40% dei lavoratori soffrono di low back pain o di dolore alle spalle (de Looze et al. 2015).

Per ridurre questo problema sono state proposte diverse soluzioni in ambito ergonomico che spaziano dal training del lavoratore, alla modifica delle postazioni di lavoro, alla riorganizzazione dei compiti e del lavoro da svolgere fino all'uso di aiuti meccanici e macchinari che possono facilitare l'operaio (Griffith et al. 2012). Anche l'automazione dei compiti potrebbe risolvere tali problematiche, ma è costosa e non è sempre attuabile, come nel caso di lavori di manifattura dinamici o in ambienti di dimensioni ridotte (ad esempio magazzini) (de Looze et al. 2015).

Grazie allo sviluppo di nuove tecnologie, si è passati dalla ricerca di miglioramenti a livello di ambiente lavorativo e di comportamento del lavoratore allo sviluppo di dispositivi indossabili, chiamati anche esoscheletri, che possano assistere l'individuo durante lo svolgimento di compiti che coinvolgono un determinato distretto muscolare per prevenirne l'affaticamento (Baltrusch et al. 2018; Lavender, Ko, and Sommerich 2013).

In letteratura si è osservato che un esoscheletro passivo può ridurre il livello di attivazione dei muscoli della schiena ed aumentare la durata di mantenimento di una posizione statica con il tronco flesso in avanti (Bosch et al. 2016; Lee et

al. 2012; de Looze et al. 2015). Tuttavia, gli studi precedenti hanno valutato l'attività muscolare prelevando il segnale EMG da una piccola porzione dei muscoli lombari tramite elettromiografia bipolare, cioè con una singola coppia di elettrodi. Per avere un'informazione più rappresentativa dell'attività muscolare, e della distribuzione spaziale del segnale EMG, può essere utile effettuare lo studio utilizzando l'elettromiografia di superficie ad alta densità. Questo tipo di prelievo permette di osservare, infatti, che l'attività muscolare non si distribuisce uniformemente all'interno del muscolo, ma il segnale EMG presenta ampiezze diverse quando campionato in diverse regioni (Merletti, Holobar, and Farina 2008). Questa distribuzione irregolare dell'attività è stata spesso osservata per i muscoli lombari (Gazzoni, Farina, and Merletti 2004).

Con questo studio si vuole verificare la presenza di una riduzione dell'attività muscolare della zona lombare, vista da un volume più rappresentativo dei muscoli lombari grazie all'utilizzo di segnali EMG distribuiti nello spazio, dovuta all'uso di un esoscheletro. Le informazioni aggiuntive fornite da questa tipologia di prelievo rispetto a quello bipolare utilizzato in letteratura, permettono inoltre di verificare se eventuali differenze di attivazione tra lato destro e sinistro dei muscoli lombari possano essere ridotte grazie all'uso dell'esoscheletro.

Prima di entrare nel dettaglio dello studio, viene riportato lo stato dell'arte per permettere una migliore comprensione degli argomenti trattati.

2 CAPITOLO 2

2.1 PATOLOGIE MUSCOLOSCELETRICHE LAVORO CORRELATE

I disturbi muscoloscheletrici sono ampiamente diffusi tra la popolazione. Il termine “lavoro-correlato” è necessario dal momento che l'attività lavorativa non è la causa principale, ma ha un ruolo concausale nella genesi. Sono incluse in questo termine un'ampia varietà di condizioni infiammatorie e degenerative, diventate oggetto di interesse e di studio per garantire la sicurezza dell'operaio.

Nonostante lo sviluppo di sistemi di automazione e meccanizzazione dell'industria, ancora oggi molti lavoratori svolgono attività di produzione che consistono in movimenti ripetitivi (63% della popolazione europea), lavoro con carichi (30%) o lavoro in posizioni poco confortevoli (46%), che li mettono a rischio, insieme ad altre cause sospette quali obesità, fumo, età, sesso, stato della muscolatura, postura e genetica (de Looze et al. 2015).

Questi disturbi continuano quindi a rappresentare un problema nell'ambiente lavorativo moderno. Tra tutte le patologie, quelle relative alla zona lombare e alle spalle sono le più frequenti (da quanto emerge dalle statistiche coinvolgono circa il 40% dei lavoratori (de Looze et al. 2015) e, oltre a intaccare la salute del lavoratore, lo portano alla perdita di numerosi giorni di lavoro, causando un aumento dei costi per le aziende (Weston et al. 2018).

Questo studio è incentrato sulla zona lombare, i cui rischi sono causati principalmente da sovraccarico biomeccanico delle articolazioni, assunzione di posture sbagliate, esposizione prolungata a microtraumi ripetuti e a ipersollecitazioni funzionali, molto diffusi nei luoghi di lavoro. La stabilità spinale necessaria per resistere a queste perturbazioni della colonna vertebrale è data dai tessuti attivi e passivi e controllata dal sistema nervoso centrale (Graham, Sadler, and Stevenson 2012).

2.2 ANATOMIA LOMBARE

I principali muscoli estensori della zona lombare sono quelli che formano il gruppo degli estensori lombari:

- lunghissimo del torace (porzione lombare)
- ileocostale toracico (porzione lombare)
- multifido lombare

per quanto riguarda i muscoli lunghissimo e ileocostale, presentano una porzione toracica che è prevalentemente impegnata nell'estensione della zona toracica.

I muscoli toracici sono collocati più superficialmente e dotati di forza maggiore, quelli lombari, in particolare il multifido, sono più profondi e hanno prevalentemente una funzione stabilizzatrice.

Il complesso degli erettori spinali, detto anche muscolo sacrospinale, è formato da lunghissimo, ileocostale toracico e lombare e spinale del torace. Il ruolo fondamentale è quello di estensione del torace, insieme ad altri muscoli secondari.

Nel caso in cui la contrazione non sia bilaterale ma unilaterale, contribuiscono anche alla torsione e flessione laterale.

Hanno inoltre un ruolo nel sostegno del rachide lombare e forniscono supporto anti-gravità, per il quale è necessaria un'attività continua.

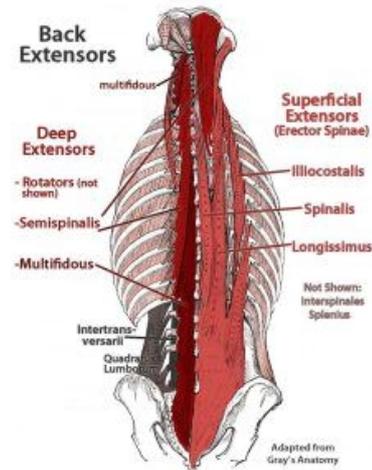


Figura 1: Anatomia degli estensori della schiena

2.3 ESOSCHELETRO

Un esoscheletro è un dispositivo indossabile formato da molle o smorzatori, in grado di accumulare energia dal movimento umano e rilasciarla quando richiesto. L'uso di un esoscheletro può essere utile quando altre misure preventive non sono utilizzabili o sufficienti e quando non ci si può servire di tecniche di automazione a causa di continui cambiamenti del task (ad esempio quando è necessario spostare, sollevare/abbassare carichi o quando è necessario il mantenimento di una certa posizione) (Farina et al. 2004).

Gli esoscheletri si dividono in attivi e passivi. Quelli attivi sono composti da uno o più attuatori, ad esempio motori elettrici, che aumentano la forza del corpo umano. Sono stati sviluppati prevalentemente per essere utilizzati in ambito riabilitativo a seguito di infortuni o per persone con disabilità motorie. Quelli passivi non utilizzano forze esterne per potenziare il corpo umano ma si basano su molle e smorzatori che accumulano energia dal movimento umano e la restituiscono quando necessario. Ad esempio, un esoscheletro passivo può accumulare energia durante il piegamento in avanti del soggetto e restituirla durante il mantenimento di questa posizione, in modo tale da supportare il peso del corpo, o quando deve riportarsi in posizione eretta, magari sollevando un carico (de Looze et al. 2015).

Un altro tipo di classificazione degli esoscheletri è quella relativa alla somiglianza con il corpo umano (Figura 2). Quelli antropomorfi hanno i giunti di rotazione in corrispondenza di quelli umani, mentre quelli non antropomorfi no. I primi, permettono una grande libertà di movimento a chi li indossa, ma richiedono che sia assicurata la perfetta corrispondenza giunto-articolazione e

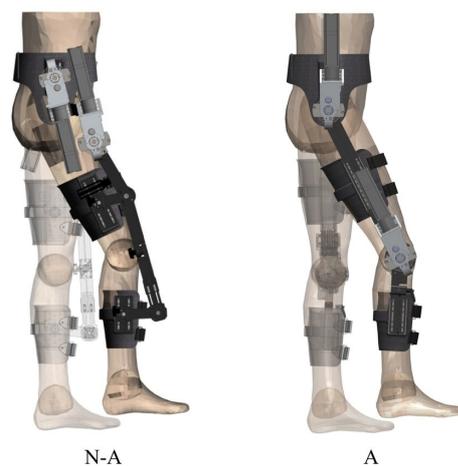


Figura 2: (N-A) Esoscheletro non antropomorfo (A) Esoscheletro antropomorfo

devono quindi potersi adattare a persone fisicamente diverse per altezza o distanza delle articolazioni. I secondi invece sono normalmente più semplici non necessitano di rispettare questo requisito e sono disegnati e ottimizzati per l'esecuzione di un determinato compito (Abdoli-E, Agnew, and Stevenson 2006; de Looze et al. 2015).

L'ambito di applicazione principale degli esoscheletri è quello medicale/riabilitativo, nel quale sono utilizzati per supportare pazienti fisicamente deboli, infortunati o con disabilità, aiutandoli nello svolgimento di diverse attività motorie quotidiane, come camminare, fare le scale, sedersi o alzarsi, raggiungere o afferrare oggetti (de Looze et al. 2015).

Un secondo ambito è quello lavorativo, per il quale è necessario focalizzarsi sull'impatto che ha l'uso dell'esoscheletro sull'individuo, sia in termini di vantaggi che in termini di svantaggi, dal momento che dovrà essere utilizzato per lungo tempo, deve essere accettato dall'operaio e deve rispondere il più possibile alle sue esigenze.

Per quanto riguarda la regione lombare, sono già stati utilizzati diversi sistemi per provare a ridurre il problema degli eccessivi carichi e sollecitazioni muscolari. I principali vantaggi descritti in letteratura e dichiarati dai produttori sono l'aumento della durata del mantenimento di una posizione statica e una riduzione del livello di attivazione muscolare (Bosch et al. 2016; Lee et al. 2012; de Looze et al. 2015). Tra questi sistemi, ricordiamo il Personal Lifting Assistive Device (PLAD) e il Bending Non-Demand Return (BNDR). Il principio di funzionamento di entrambi consiste nell'immagazzinare energia durante la flessione in avanti, per poi aiutare l'utente a mantenere la posizione o a tornare in posizione eretta sollevando un carico. La versione finale del PLAD allevia i carichi su colonna vertebrale, spalle, bacino e piedi, e porta a una significativa riduzione dell'attività muscolare lombare (Whitfield et al. 2014; Abdoli-E, Agnew, and Stevenson 2006). Il BNDR è formato da una cornice che copre il tronco e il bacino ed è supportato dalla parte alta delle gambe e dal petto (Ulrey and Fathallah 2013).

In questo studio si farà riferimento all'esoscheletro Laevo 2.5 (Delft, The Netherlands)(Figura 3), dispositivo indossabile sviluppato per il supporto del tronco in condizioni di lavoro che richiedono il mantenimento di una postura con tronco flesso in avanti o il sollevamento manuale di carichi. Secondo i dati del fornitore, è in grado di ridurre l'attività dei muscoli della schiena del 40% circa e di triplicare il tempo di mantenimento della postura statica con il tronco flesso in avanti, nel caso in cui la flessione sia di 40°. (sito del produttore <http://en.laevo.nl>).

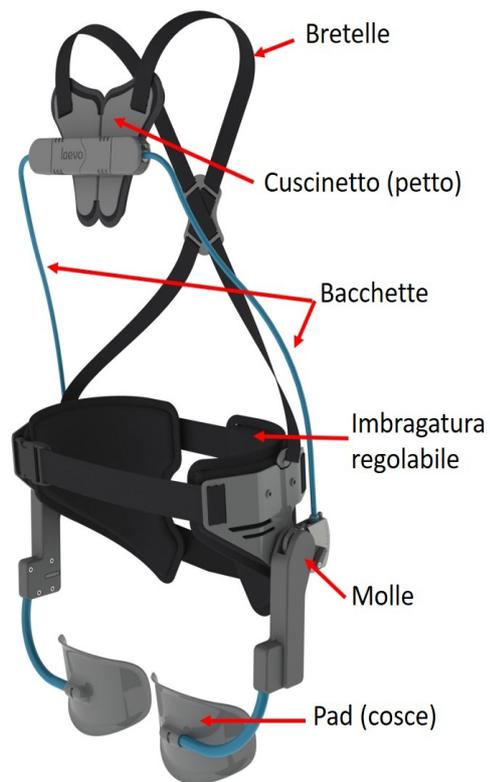


Figura 3: Laevo 2.5 (Delft, The Netherlands)

L'esoscheletro è dunque utile nella prevenzione del mal di schiena o per alleviarlo durante il lavoro in coloro che già ne soffrono ed essendo di tipo passivo, è privo di batterie e risulta quindi piuttosto leggero (peso dichiarato di 2,3 kg).

Si adatta facilmente alle misure antropometriche del soggetto, in particolare alla sua altezza, grazie alla regolazione delle bacchette laterali (Tabella 1).

| Size | | From [cm] | To [cm] | V2.5 Ring Color | |
|-------------|----|-----------|---------|-----------------|---|
| Custom | - | any | any | - | - |
| Extra Small | xs | 156 | 164 | purple |  |
| Small | s | 164 | 172 | yellow |  |
| Medium | m | 172 | 180 | orange |  |
| Large | l | 180 | 188 | blue |  |
| Extra Large | xl | 188 | 196 | green |  |

Table: body length to structure indication - MALE
 ⚠ CAUTION! This table is purely indicative. Body shape is not proportional to body length or weight.

Tabella 1: Tabella per la scelta delle bacchette della misura corretta

Il supporto è dato dal fatto che due molle a gas (N₂) (RS170-012-B, Special Springs LLC, Canton, Michigan, USA) situate in corrispondenza dell'anca si caricano del peso del soggetto e lo scaricano in corrispondenza dei pad posti sulle cosce, supportando allo stesso tempo il soggetto tramite una spinta che questo riceve in corrispondenza del cuscinetto posto sul petto.

La curva che mette in relazione la forza (kg) esercitata sul cuscinetto posto sul petto (quindi esercitata complessivamente da entrambe le molle) in funzione dell'angolo di flessione, è gaussiana. È possibile settare l'angolo in cui le molle entrano in azione, a partire dal quale si riceve supporto per i successivi 50°. In questo modo si può scegliere quando ricevere il supporto massimo (ovvero la corrispondenza tra angolo di flessione e massimo della curva gaussiana). Le stesse molle possono essere disattivate nel caso in cui il soggetto abbia bisogno di muoversi liberamente, camminare, sedersi o fare le scale (de Looze et al. 2015; Lee et al. 2012).

2.4 ELETTROMIOGRAFIA DI SUPERFICIE

L'elettromiografia è una tecnica che permette il monitoraggio dell'attività elettrica dei muscoli durante una contrazione muscolare.

L'unità funzionale del sistema neuromuscolare è detta unità motoria (UM) ed è composta da un singolo motoneurone (MN) e dalle fibre che va ad innervare. Ogni motoneurone, quando riceve un impulso dal sistema nervoso centrale (SNC), produce un potenziale elettrico, detto potenziale d'azione, che scorre fino alle fibre muscolari che innerva e viene trasmesso ad esse attraverso le giunzioni neuromuscolari. A partire da queste, il potenziale propaga nelle due direzioni della fibra, verso destra e verso sinistra. Siccome l'UM è formata da diverse fibre, un singolo stimolo dato dal SNC andrà a generare più potenziali, che vanno a sommarsi in modo asincrono, dal momento che le fibre non sono innervate tutte nello stesso punto. Il potenziale complessivo generato è detto potenziale dell'UM. Quando un muscolo si contrae, a seconda del livello di forza da sviluppare, si avrà un numero sempre maggiore di unità motorie reclutate dal

SNC (e quindi di motoneuroni attivati). Anche l'attivazione delle unità motorie non avviene in modo sincrono, quello che si vede dall'elettrodo posto sulla cute è un segnale interferente (EMG di superficie interferente), formato da tutti i potenziali di UM di tutte le UM attive, attenuati dal passaggio attraverso i tessuti interposti tra cute e muscolo.

2.4.1 MODALITA' DI PRELIEVO

La modalità di prelievo può essere di tipo monopolare, singolo differenziale o doppio differenziale. Con la prima il prelievo viene effettuato utilizzando un elettrodo posto sopra il muscolo e uno di riferimento, posto lontano dal primo, al di fuori della zona elettricamente attiva, normalmente in corrispondenza di una protuberanza ossea. La seconda, detta anche bipolare, si ha quando viene effettuata la differenza tra i segnali prelevati da due elettrodi posti al di sopra della zona elettricamente attiva, sullo stesso muscolo, possibilmente allineandoli in direzione delle fibre. Normalmente la distanza tra due elettrodi è di 1-2 cm e al variare di questa, varia il volume di muscolo indagato. Il risultato che si ottiene è quello di un filtro spaziale e in questo modo vengono attenuate le componenti di modo comune. Il prelievo doppio differenziale è dato dall'utilizzo di sistemi singoli differenziale in serie.

2.4.2 ELETTRODI

Il segnale elettromiografico viene prelevato tramite elettrodi che possono essere posti a contatto con la pelle (elettromiografia di superficie) oppure inseriti all'interno del tessuto muscolare (elettromiografia "ad ago"). L'elettromiografia intramuscolare permette lo studio delle proprietà della singola unità motoria, grazie all'inserimento di aghi che arrivano vicino alle fibre muscolari attive, mentre l'elettromiografia di superficie è condizionata dall'effetto del tessuto interposto che agisce come un filtro passa-basso e registra l'attività di diverse unità motorie, per cui risulta meno selettiva. Per questo motivo il segnale EMG superficiale viene trattato come un segnale interferente e vengono studiate proprietà globali e non relative alle singole unità motorie (de Looze et al. 2015).

Diversi studi hanno messo in evidenza la possibilità di studiare le caratteristiche anatomiche e fisiologiche delle singole unità motorie (come posizione delle zone di innervazione, lunghezza delle fibre e velocità di conduzione) utilizzando l'elettromiografia di superficie (Gazzoni, Farina, and Merletti 2004), una possibilità è quella di effettuare un campionamento spaziale registrando il segnale EMG in diverse posizioni, un'altra quella di effettuare un filtraggio spaziale, riducendo il volume di prelievo e quindi il numero di unità motorie coinvolte nella generazione del segnale. Per questo motivo si è sviluppata l'elettromiografia di superficie ad alta densità (HD-EMG) (Merletti, Holobar, and Farina 2008).

2.4.3 HD-EMG

La classica elettromiografia di superficie bipolare prevede l'utilizzo di una coppia sola di elettrodi ed è stata utilizzata in gran parte degli studi della zona lombare (Gazzoni, Farina, and Merletti 2004) svolti per vedere cambiamenti nell'attivazione muscolare in soggetti sani e con LBP durante lo svolgimento di task statici o dinamici. È possibile in questo modo studiare l'ampiezza del segnale EMG, capire il livello di attivazione del muscolo studiato, la frequenza per analizzare le manifestazioni mioelettriche di fatica. Le risposte dei soggetti tuttavia hanno un'alta variabilità e possono essere contraddittorie, dal momento che l'informazione ottenuta da una coppia di elettrodi è piuttosto limitata ed influenzata dalla distanza interelettrodica a cui vengono posti gli elettrodi. Il sistema di prelievo bipolare manca quindi di sensibilità rispetto alle variazioni di attività muscolare.

Per poter indagare meglio la distribuzione dell'attività muscolare, si è passati all'utilizzo dell'elettromiografia di superficie ad alta densità, ovvero all'uso di matrici di elettrodi, in modo da avere un'informazione bidimensionale e quindi in modo tale da vedere la distribuzione del potenziale nell'area studiata (Merletti, Holobar, and Farina 2008).

Il prelievo del segnale EMG di superficie in modalità multicanale consiste nella registrazione del segnale in più di un punto al di sopra del muscolo.

In ogni punto il segnale viene registrato in modalità monopolare tra il singolo elettrodo e un elettrodo di riferimento. Gli elettrodi al di sopra del muscolo possono essere disposti lungo la direzione delle fibre muscolari, perpendicolarmente a questa o in entrambe le direzioni (Gazzoni, Farina, and Merletti 2004).

È necessario ricordare che il segnale EMG è influenzato da diversi fattori, come l'orientamento delle fibre, la presenza di zone di innervazione sottostanti gli elettrodi e quindi il loro posizionamento, la variazione della distanza interelettrodica (fondamentale nel caso di sistema di prelievo bipolare, fissa nel caso di quello di superficie), lo spessore del tessuto sottocutaneo, prevalentemente di tipo adiposo (Farina et al. 2008; Falla et al. 2014; Vinti et al. 2018), che va ad influenzare l'ampiezza del segnale in quanto si comporta come un filtro passa-basso.

L'informazione raccolta può quindi essere ritenuta più completa rispetto a quella ottenuta dal sistema di prelievo bipolare classico.

Il cambiamento della distribuzione spaziale nel tempo, sembra giocare un ruolo fondamentale nell'allungamento dei tempi di mantenimento di una posizione statica nei soggetti sani: si evita infatti che venga sovraccaricata una singola zona tramite la redistribuzione dell'attivazione (Gazzoni, Farina, and Merletti 2004). Questo non avviene invece per gli individui che soffrono di Low Back Pain (LBP), nei quali si nota un'aumento del livello di attivazione nel tempo per la zona attiva inizialmente (Huebner et al. 2015).

in Figura 4 è riportato il risultato dello studio svolto da (Falla et al. 2014) su soggetti affetti da LBP e soggetti di controllo.

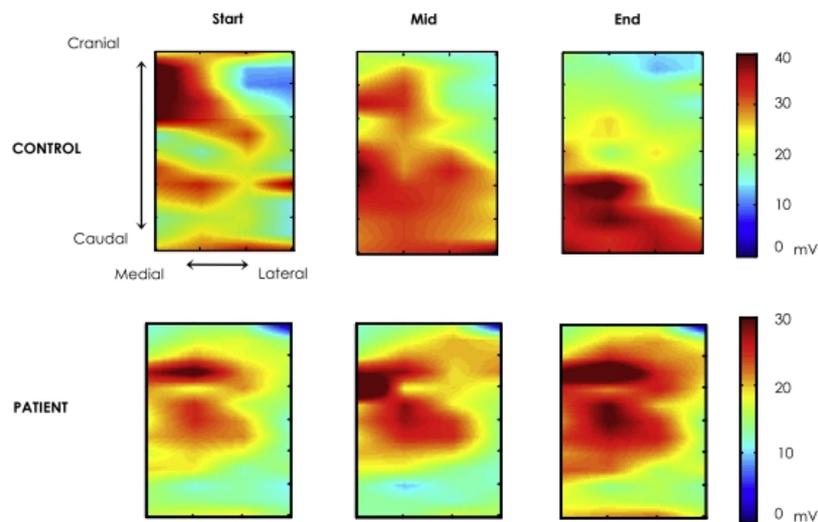


Figura 4: Studio di Falla et al (2014) in cui è evidente lo spostamento della zona di attivazione tra inizio, centro e fine del task per i soggetti sani (di controllo). Nei soggetti affetti da LBP invece, il livello di attivazione si intensifica con il passare del tempo.

3 OBIETTIVO DELLO STUDIO

L'obiettivo dello studio è stato quello di verificare se l'utilizzo di un esoscheletro passivo modifichi l'attività elettromiografica dei muscoli erettori spinali. A tal fine, come esoscheletro, è stato utilizzato il Laevo 2.5, e il segnale elettromiografico è stato prelevato utilizzando matrici di elettrodi per poter osservare eventuali variazioni della distribuzione dell'attività elettromiografica nei muscoli indagati. Sono state inoltre utilizzate delle scale per valutare il livello di discomfort e di sforzo percepiti durante l'esecuzione dei compiti lavorativi simulati.

Le domande a cui si è cercato di dare risposta con questo studio sono:

1. eventuali differenze di attivazione muscolare tra le condizioni con/senza esoscheletro passivo
2. se ci sono differenze di attivazione tra lato destro e sinistro e se si ha un miglioramento relativo ad eventuali asimmetrie nel caso in cui venga indossato l'esoscheletro

4 MATERIALI E METODI

4.1 SOGGETTI SELEZIONATI

Per lo studio effettuato, sono stati reclutati 13 soggetti giovani di genere maschile (età media 28 ± 3 anni, peso medio 74 ± 7 kg, altezza media 176 ± 7 cm), in salute e senza patologie pregresse a livello del sistema muscoloscheletrico.

4.2 PROTOCOLLO SPERIMENTALE

Ai soggetti è stato richiesto di svolgere 2 diversi compiti (uno statico ed uno dinamico), da ripetersi in ordine casuale con e senza esoscheletro (Laevo 2.5, Delft, The Netherlands).

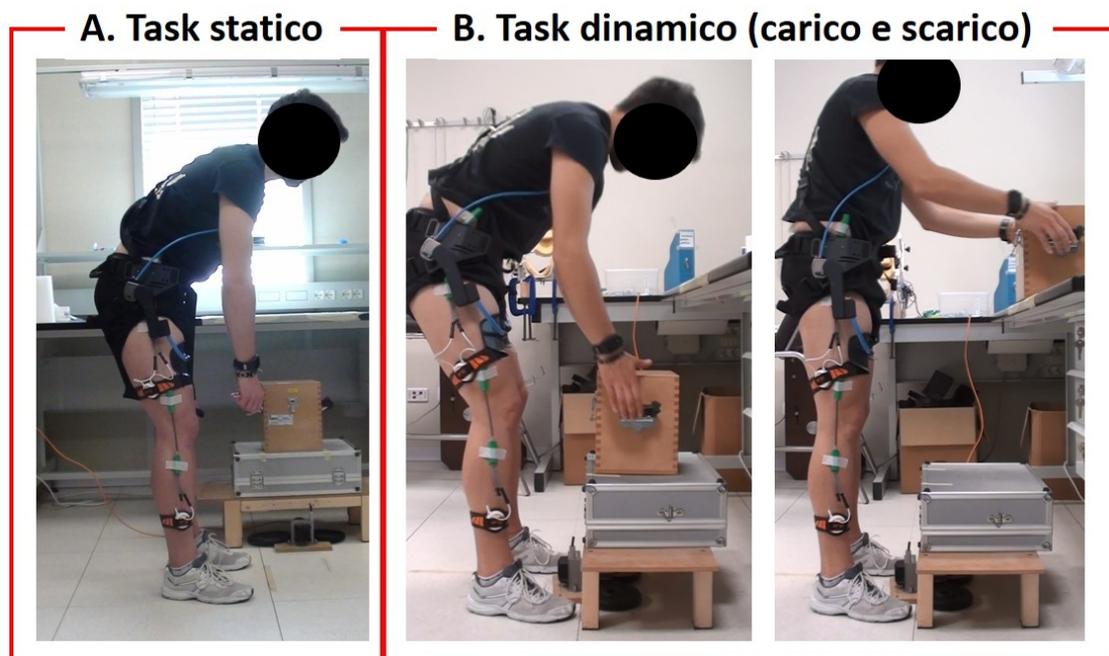


Figura 5: Soggetto durante l'esecuzione dei task. (A) Task statico (B) Task dinamico: soggetto durante le fasi di carico e scarico.

4.2.1 TASK STATICO (STATIC HOLDING)

È stato richiesto al soggetto di partire dalla posizione eretta, inclinare il tronco in avanti (la linea L5-C7 deve formare un angolo di 45° con la verticale) e mantenere la posizione. Le braccia devono essere lasciate a penzoloni e le ginocchia possono essere leggermente piegate. Per fornire un feedback al soggetto e assicurarsi che rimanga nella posizione corretta, è stato mostrato il segnale dell'elettrogoniometro (vedere capitolo 4.4) posto sull'anca ed è stato richiesto di mantenerlo all'interno di un certo range (Figura 5A).

Il task viene eseguito ad esaurimento, ovvero fino a quando il livello di fatica muscolare del soggetto non gli permette più di continuare. Il tempo minimo richiesto è di 5 minuti.

La scala di Borg e quella di Corlett vengono somministrate da un operatore dopo 5 minuti e alla fine del task, quando viene somministrato anche un questionario, per verificare il livello di discomfort percepito dal soggetto e le sue impressioni.

4.2.2 TASK DINAMICO (REPETITIVE LIFTING)

È stato richiesto al soggetto di spostare in modo ripetitivo una scatola dotata di maniglie contenente un carico da 10 kg, tra due ripiani posti ad altezze diverse (Figura 5B). Partendo dalla posizione eretta, il soggetto deve sollevare il carico dal ripiano più basso a quello più alto, tornare nella posizione eretta e riportare il carico nella posizione iniziale. Il soggetto deve seguire il ritmo dato da un metronomo con cadenza di 15 bpm. Ogni volta che sente un tocco deve eseguire un'azione di carico o scarico. Il task viene eseguito in modo continuativo per 10 minuti. La tecnica di sollevamento è libera (non ci sono vincoli di postura, piegamento delle ginocchia o altro). Viene registrato anche il segnale di un encoder (vedere capitolo 4.4) collegato al carico, in modo tale da poter successivamente segmentare il segnale e dividere le fasi di carico da quelle di scarico. In Figura 6 è possibile vedere come è stato organizzato il laboratorio: il piano più basso è a un'altezza di 62 cm dal suolo, quello più alto a 84 cm, le maniglie della scatola sono a 6 cm dalla sua base.

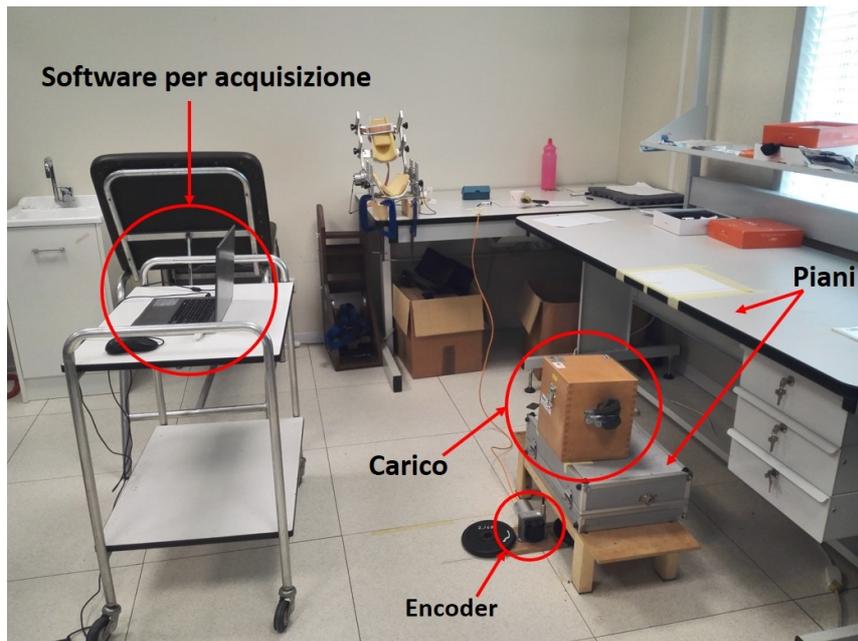


Figura 6: Preparazione del laboratorio. I piani sono posti rispettivamente a 62 e 84 cm dal suolo. Le maniglie della scatola sono poste ad un'altezza di 6 cm. Il carico scelto è di 10 kg ed è collegato ad un encoder per una successiva segmentazione del segnale. Il software per l'acquisizione è BluePlot.

4.2.3 PREPARAZIONE ALLO SVOLGIMENTO DEI TASK

Per entrambi i task, viene effettuato un training iniziale, in modo tale che il soggetto possa familiarizzare con l'esoscheletro, capirne il funzionamento e possa dare dei feedback agli operatori che andranno a effettuare le opportune regolazioni per renderlo il più confortevole possibile. Viene anche regolato l'angolo cui entrano in azione le molle, in modo tale che il soggetto riceva il supporto desiderato nel momento necessario.

Dopo l'esecuzione di ogni task, con o senza esoscheletro, viene dato un tempo di riposo di circa 20 minuti al soggetto. In questo modo si cerca di evitare che le prove seguenti siano condizionate da quella appena eseguita per via di un possibile affaticamento muscolare.

4.2.4 SETUP SPERIMENTALE

Dati prelevati:

- segnali EMG
- segnali cinematici
- posizione della scatola (solo per il task dinamico)
- informazioni metaboliche (orologio)
- dati percettivi (scala di Borg e scala di Corlett)

4.3 POSIZIONAMENTO DEGLI ELETTRODI

I segnali prelevati sono stati quelli elettromiografici ad alta densità (HD-EMG) dei muscoli erettori spinali (lato destro e sinistro). Sono state utilizzate matrici composte da 32 elettrodi (8 x 4 canali) con una distanza interelettrodica di 10 mm. I segnali sono stati acquisiti in modalità monopolare.

Prima dell'applicazione delle matrici, la zona è stata depilata delicatamente con una lametta e pulita tramite pasta abrasiva. Le matrici sono state posizionate con il bordo più basso all'altezza di L5 e a 1 cm dalla colonna vertebrale, bilateralmente. La pasta conduttiva è stata distribuita nelle cavità del foam per permettere un miglior contatto elettrodo-cute (Figura 7).

La scelta di effettuare il prelievo da entrambi i lati della colonna vertebrale è stata effettuata per verificare la presenza di asimmetrie tra lato destro e sinistro.

Confrontando i dati ottenuti dal task eseguito con e senza esoscheletro, è possibile verificare, tramite il calcolo di indici specifici, le differenze di attivazione e i vantaggi (o gli svantaggi) che comporta l'uso dell'esoscheletro.

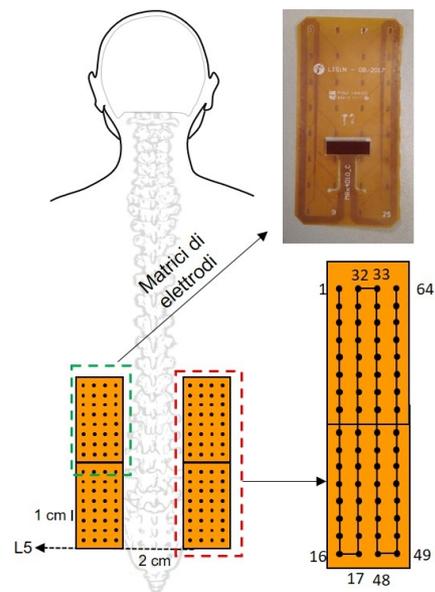


Figura 7: Posizionamento delle matrici, matrice da 32 canali e numerazione dei canali

4.4 ACQUISIZIONE DEI DATI

Prima di arrivare al setup definitivo, sono state svolte alcune prove pilota in modo da definire gli strumenti da utilizzare, la disposizione degli elettrodi, i segnali da acquisire e la durata dei task.

Per l'acquisizione dei segnali EMG, per le prime prove pilota è stato utilizzato il sistema di acquisizione cablato Quattrocento (LISIN, OT Bioelettronica, Torino, Italia), successivamente si è scelto di utilizzare un sistema wireless miniaturizzato (MEACS, LISIN, Politecnico di Torino, Torino, Italia), poco ingombrante, leggero e che lascia al soggetto libertà di movimento.

Per acquisire la cinematica del movimento è stato ipotizzato l'uso di un dispositivo per motion capture Xsens MVN (Xsens Technologies, Enschede, The Netherlands). A causa della complessità del setup, a seguito di alcune misure pilota, è stato deciso di rinunciare a una maggiore completezza dei dati cinematici in favore dell'utilizzo di due elettrogoniometri (Twin-Axis Electrogoniometer SG150, Biometrics Ltd., UK) da porre in corrispondenza di anca e ginocchio. L'informazione così ottenuta è decisamente più ridotta in quanto si registra soltanto la variazione angolare su due assi, ma questi risultano comunque sufficienti per le misure necessarie allo studio. Il setup ottenuto è risultato più veloce e semplice, quindi ottimale per le prove da svolgere. Il segnale degli elettrogoniometri, insieme a quello dell'encoder (Draw wire sensor, series SX80, WayCon Positionsmesstechnik GmbH, Taufkirchen, Germania) utilizzato nel task dinamico, viene acquisito tramite il sistema DuePro (LISIN, OT Bioelettronica, Torino, Italia), wireless anch'esso (Figura 8).

Il segnale dell'elettrogoniometro posto sull'anca è stato fornito al soggetto come feedback visivo in real time durante il task statico. Questo è stato fatto per far sì che il soggetto mantenesse il tronco flesso di 45° rispetto alla verticale per tutta la durata del task.

I segnali di anca e ginocchio sono stati rappresentati e utilizzati per verificare eventuali cambiamenti posturali o di strategia tra i task e durante lo svolgimento

di uno di questi (ad esempio, per verificare se il soggetto abbia piegato in modo diverso le ginocchia durante il task dinamico con o senza esoscheletro, oppure se con l'avanzare del task abbia utilizzato maggiormente le gambe).

I software utilizzati sono stati BluePlot (LISIN, OT Bioelettronica, Torino, Italia) per le acquisizioni, Matlab (The MathWorks, Inc., Natick, MA, USA) per l'elaborazione dei dati e l'analisi statistica.

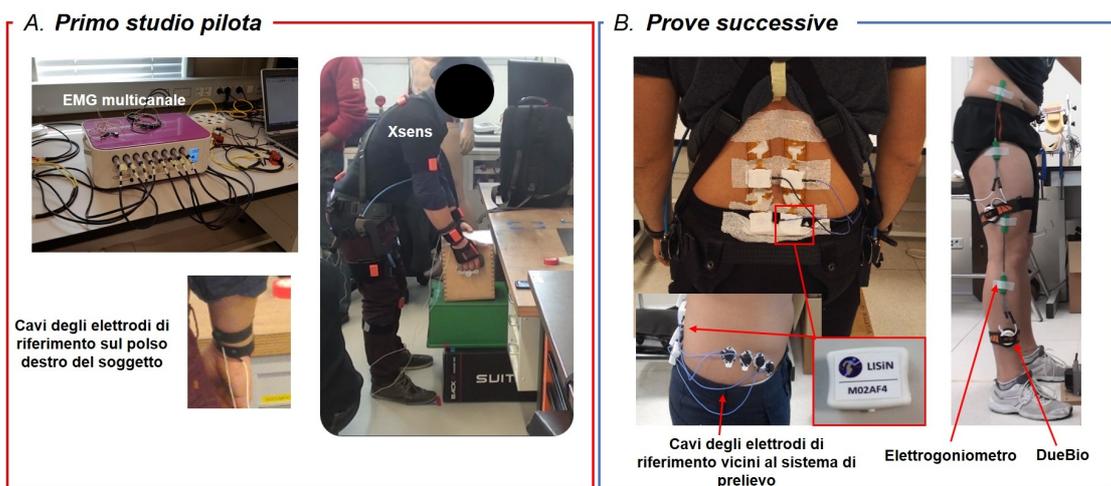


Figura 8: Cambiamenti nel setup tra prove pilota e prove successive. Il task rappresentato è quello dinamico. In entrambi i casi le matrici di elettrodi sono posizionate sui muscoli lombari.

(A) Primo studio pilota: il soggetto indossa l'esoscheletro e la maglietta sensorizzata del dispositivo Xsens. Il sistema multicanale per l'acquisizione di più segnali EMG è cablato (Quattrocento).

(B) Prove successive: il sistema EMG multicanale utilizzato è wireless e miniaturizzato (MEACS), i dati cinematici sono prelevati tramite due elettrogoniometri posti su anca e ginocchio destro.

4.5 ELABORAZIONE DEI DATI ACQUISITI

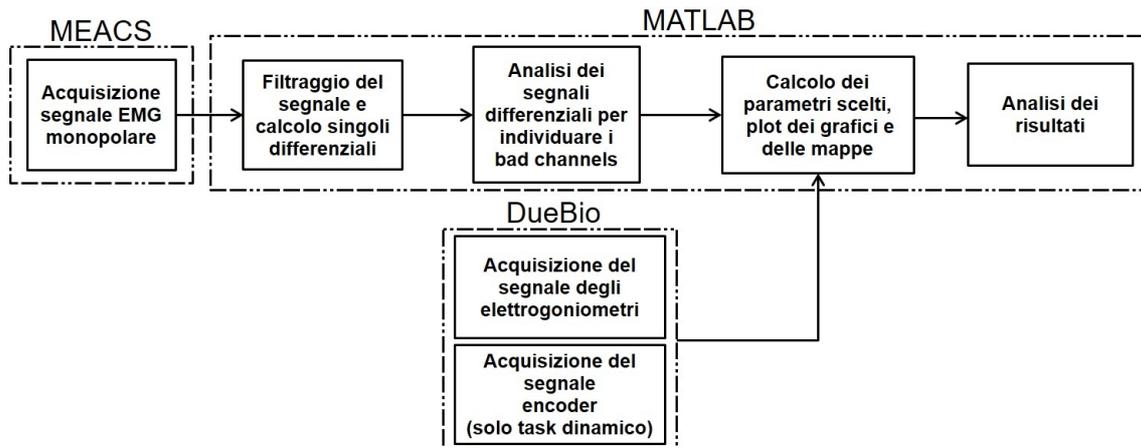


Figura 9: Schema a blocchi del procedimento

Lo schema a blocchi riportato in Figura 9, rappresenta un riassunto dello studio effettuato. Gli step principali sono stati:

- preparazione del soggetto
- acquisizione del segnale
- elaborazione dei segnali acquisiti
- calcolo dei parametri da valutare
- analisi dei risultati e statistica

Per quanto riguarda l'elaborazione dei segnali, in questo capitolo verrà approfondito il procedimento utilizzato.

4.5.1 VISUALIZZAZIONE DEI DATI

I segnali grezzi monopolari acquisiti tramite quattro matrici di elettrodi, sono stati filtrati (Butterworth 20 – 450 Hz) e sono stati calcolati i segnali EMG differenziali. Sono stati visionati in modo approfondito per identificare i canali non accettabili (bad channels, come quello indicato in rosso nella Figura 10).

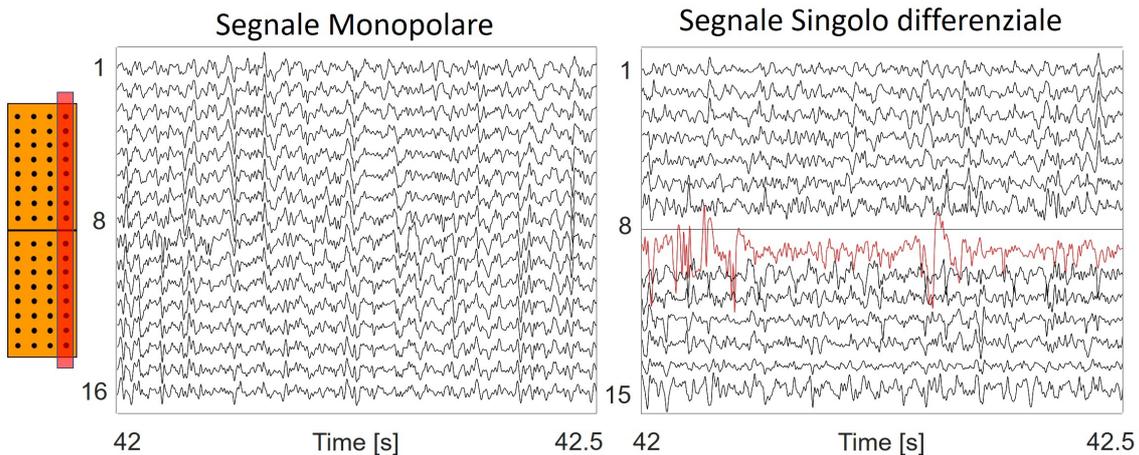


Figura 10: Segnali EMG monopolari prelevati tramite matrici di elettrodi (a sinistra); segnali EMG singoli differenziali calcolati tramite la differenza dei segnali EMG monopolari (a destra).

La presenza di questi ultimi è dovuta al fatto che durante le contrazioni (principalmente quelle dinamiche) possono presentarsi degli artefatti (ad esempio dovuti al contatto instabile elettrodo-cute) che, abbinati ad altri fattori, possono influenzare il segnale elettromiografico e portare ad una errata interpretazione da parte dello sperimentatore. A seconda della tipologia di disturbo, è possibile adottare strategie diverse per attenuarne l'effetto sul segnale. Quando questo non è stato possibile, il canale EMG affetto è stato considerato non accettabile ed escluso dall'analisi dei dati.

I fattori di cui è stato tenuto conto nello studio sono:

- Fattori anatomici dovuti al tessuto interposto tra elettrodi e muscolo (principalmente dovuti alla presenza di adipe, che attenua il segnale a basse frequenze, ovvero funziona come un filtro passabasso).
- Crosstalk: il segnale prelevato non è quello di un singolo muscolo ma

rappresenta il segnale muscolare di diversi muscoli posti a livelli di profondità differenti. Potrebbe essere risolto modificando la distanza interelettroica e quindi il volume di prelievo. In questo studio non è un grosso problema poiché l'isolamento di un singolo muscolo non fa parte degli obiettivi.

- Spostamento degli elettrodi: soprattutto durante il task dinamico, si ha uno scorrimento della pelle al di sopra del muscolo e quindi uno spostamento della zona sottostante gli elettrodi. Questo è più visibile in alcuni soggetti rispetto ad altri e dipende anche dalla tecnica di sollevamento del carico. Questo spostamento comporta il fatto che la porzione di muscolo da cui viene prelevata l'attività EMG è diversa in diverse fasi del task. Tuttavia segmentando e studiando soltanto l'attività muscolare del soggetto durante lo spostamento del carico, si può affermare di studiare sempre la stessa zona muscolare.
- Rumore esterno: ad esempio l'interferenza di rete (50 Hz), eliminabile tramite un filtro Notch.
- ECG: per alcuni soggetti, è stato individuato un disturbo dovuto al battito cardiaco (riconosciuto dalla frequenza con cui si manifesta). Anche questo viene però eliminato con il calcolo del Singolo differenziale.
- Artefatti da movimento: causato dal movimento degli elettrodi e in particolare dal contatto dello strato di gel conduttivo con la pelle. È un artefatto formato da basse frequenze, per cui può essere filtrato utilizzando un filtro passa alto durante l'elaborazione del segnale grezzo.

Da questa prima analisi è emerso che dei 13 soggetti studiati, ne sono stati presi in considerazione solo 8 per la condizione statica e 6 per quella dinamica.

4.5.2 COSTRUZIONE DELLE MAPPE PER LA DISTRIBUZIONE SPAZIALE DELL'AMPIEZZA DEI SEGNALI EMG

4.5.2.1 TASK STATICO

Dopo la visualizzazione dei segnali e l'eliminazione dei bad channels, sono stati calcolati i valori RMS (Root Mean Square) dei segnali EMG differenziali utilizzando come epoca brani di 1s. Per avere un'informazione più dettagliata sul cambiamento della distribuzione spaziale dell'ampiezza dei segnali nel tempo, si è scelto di rappresentare una mappa di attivazione per la parte iniziale, media e finale del task. Ogni mappa è costruita mediando 15 valori RMS dei tre periodi (Figura 11).

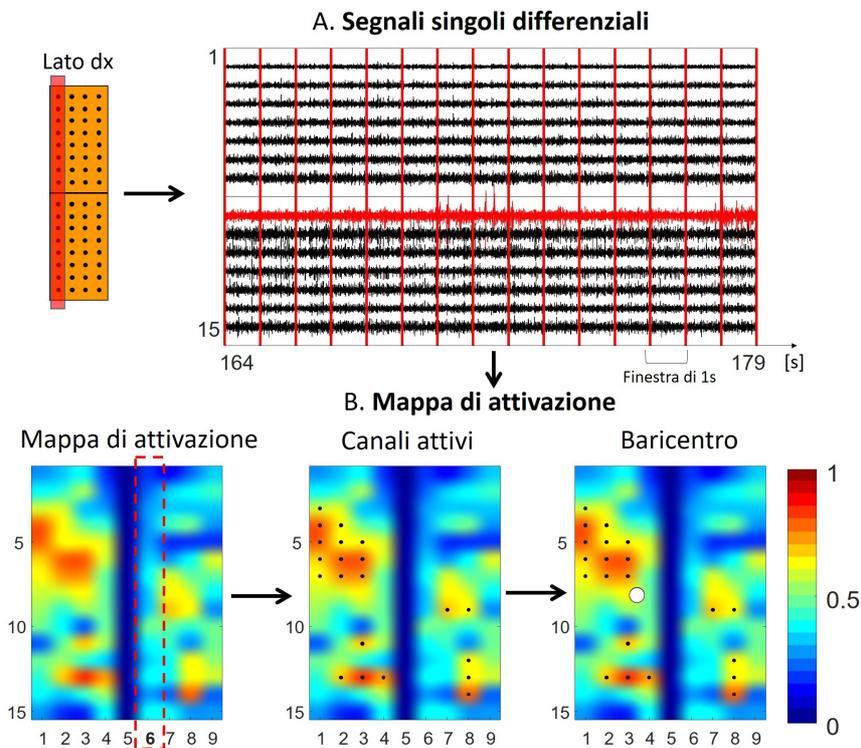


Figura 11: Costruzione di una mappa di attivazione per il task statico. Il brano di segnale si riferisce alla parte centrale del task (dal secondo 164 al 179).

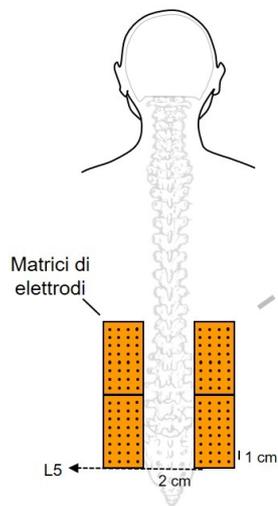
(A) Viene calcolato un valore di RMS per ogni finestra di 1 secondo (le finestre sono separate dalle linee rosse verticali).

(B) La media di 15 RMS consecutivi verrà utilizzata per la costruzione della mappa di attivazione. Successivamente vengono calcolati i canali attivi (canali con $RMS > 70\% RMS_{max}$) e il baricentro (media pesata dei canali attivi).

4.5.2.2 TASK DINAMICO

I segnali EMG, in questo caso, sono stati segmentati tramite il segnale dell'encoder, che ha permesso di dividere le fasi di carico da quelle di scarico (Figura 12B). È stato calcolato un valore di RMS per ogni canale della matrice e per ogni fase. Sia per la fase di carico che per quella di scarico, sono state rappresentate le mappe della parte iniziale, media e finale del task mediando 3 valori di RMS (Figura 13).

A. Posizionamento degli elettrodi



B. Segmentazione dei segnali EMG

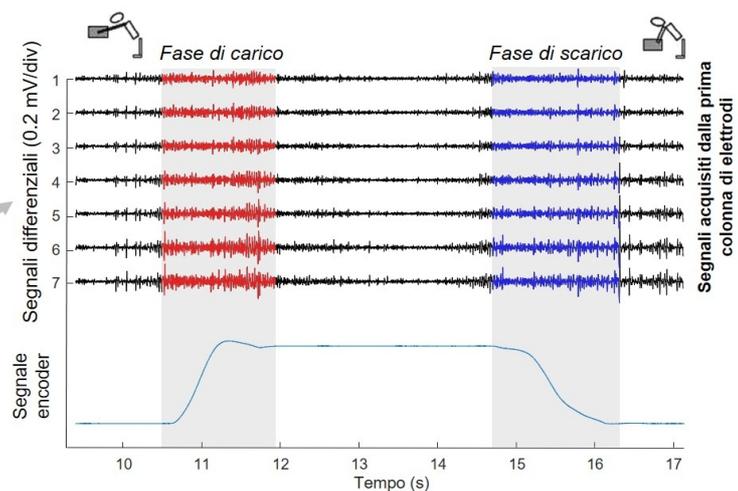


Figura 12: Posizionamento delle matrici di elettrodi (A) e segmentazione dei segnali EMG per il calcolo delle mappe RMS durante la condizione dinamica (B). Si può osservare l'aumento della attività muscolare durante le fasi di carico e scarico.

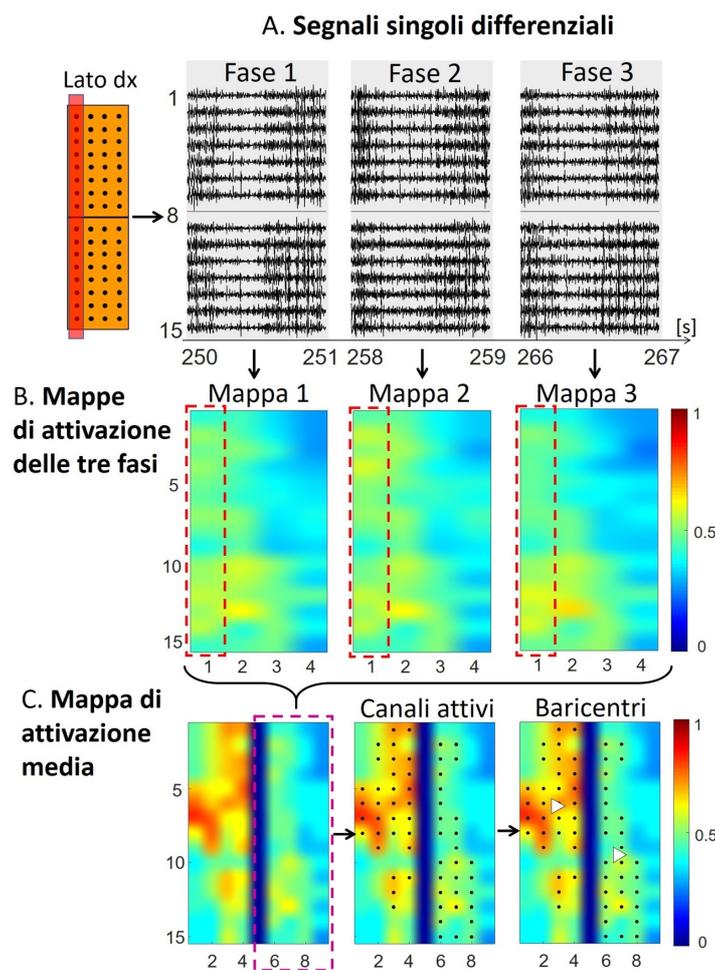


Figura 13: Costruzione di una mappa di attivazione per il task dinamico. Il brano di segnale si riferisce a tre fasi centrali del task, comprese tra i secondi 250 e 267. (A) Dopo aver effettuato la segmentazione, vengono considerate 3 fasi successive dello stesso tipo per cui vengono costruite le mappe di attivazione (B). (C) La media delle tre mappe verrà utilizzata per la costruzione della mappa di attivazione. Successivamente vengono calcolati i canali attivi (canali con $RMS > 70\% RMS_{max}$) e il baricentro (media pesata dei canali attivi).

4.5.2.3 VISUALIZZAZIONE DELLE MAPPE

I valori RMS dei canali ritenuti bad channels sono stati interpolati calcolando la media dei canali adiacenti, per motivi di visualizzazione. Sono stati rappresentati i canali attivi, ovvero quelli in cui il valore RMS è superiore al 70% del valore massimo della singola mappa, tramite un pallino nero. Il centroide, dato dalla media pesata dei canali attivi è stato rappresentato da un pallino bianco. Le stesse mappe sono state riprodotte e analizzate considerando separatamente i lati (in questo caso i canali attivi, sempre segnati da un pallino nero, saranno diversi dai precedenti in quanto il massimo valore di RMS del lato può non coincidere con quello globale) e i baricentri sono stati rappresentati con un triangolo.

Per rendere confrontabili le mappe nel tempo e tra le condizioni con/senza esoscheletro, è stata effettuata una normalizzazione per il valore massimo. Si è scelto il valore massimo tra le mappe del task statico (con e senza esoscheletro) e un secondo valore per il task dinamico (con e senza esoscheletro, unico per entrambe le fasi di carico e scarico). Grazie alla normalizzazione è stato possibile utilizzare una scala colore unica, tra 0 e 1, a cui corrispondono rispettivamente i colori blu e rosso. Per valori di RMS alti, il colore tenderà al giallo-rosso, mentre per valori bassi tenderà al verde-blu.

Per poter vedere meglio la differenza tra le due condizioni (con e senza esoscheletro), è stata calcolata una mappa differenziale, sottraendo alla mappa di attività registrata nella condizione con esoscheletro, quella registrata nella condizione senza esoscheletro. La mappa ottenuta è stata rappresentata con una scala colore diversa dalle altre, in particolare in rosso si vedono i valori maggiori di zero e in blu quelli inferiori. Le zone blu (indicate dal pallino) sono quindi quelle in cui il soggetto ha tratto un vantaggio dall'uso dell'esoscheletro in quanto il livello di attivazione muscolare è stato inferiore rispetto al task svolto liberamente.

Si riportano come esempio le mappe relative al task statico in Figura 14 (capitolo 5.1).

4.5.3 CALCOLO DEGLI INDICI UTILIZZATI

4.5.3.1 ATTIVITÀ MUSCOLARE

Per indagare il grado di attività muscolare, sono stati utilizzati dei valori RMS medi, calcolati come media dei valori RMS dei canali attivi, per ogni secondo nel task statico e per ogni fase in quello dinamico. Per ogni soggetto sono stati creati dei grafici che rappresentano l'andamento RMS durante il task (in funzione del tempo per quello statico, delle fasi per quello dinamico), considerando separatamente i lati destro e sinistro. Anche in questo caso si aggiunge un grafico della differenza con-senza esoscheletro calcolata separatamente per i due lati. Una linea orizzontale in corrispondenza dello zero aiuta a capire se l'esoscheletro sia stato vantaggioso (differenza al di sotto della linea) o abbia portato a valori di RMS più alti (differenza al di sopra della linea).

Inoltre, sempre per ogni soggetto, si è cercato di riassumere l'informazione ottenuta, salvando per ogni lato i valori RMS medi che si ottengono dalle mappe di attivazione di cui si è parlato in precedenza (questi valori sono quindi la media di 15 RMS medi per il task statico e di 3 per i due tipi di fase del task dinamico). In questo modo, per ogni soggetto si ottengono per ogni condizione 6 RMS medi rappresentativi dell'attivazione ad inizio, centro e fine, per i due lati. Questi risultati sono raccolti in una tabella ed utilizzati successivamente per effettuare i confronti tra le condizioni con/senza esoscheletro e tra i tre momenti di attivazione, tramite l'analisi statistica (si prenda come esempio la Tabella 3 relativa al task statico).

4.5.3.2 DISTRIBUZIONE DELL'ATTIVAZIONE

Per studiare la distribuzione dell'attivazione in termini di simmetria, è stata utilizzata la posizione del baricentro, istante per istante, calcolata come media pesata dei canali attivi.

In particolare è stato calcolato:

- Spostamento del baricentro (delta x) in funzione del tempo (per il task statico) e delle fasi (per quello dinamico), considerando le mappe di lato destro e sinistro unite. Questo permette di valutare l'asimmetria di attivazione tra i lati
- spostamento del baricentro (delta x) in funzione del tempo (per il task statico) e delle fasi (per quello dinamico), considerando le mappe di lato destro e sinistro separate.
- spostamento del baricentro (delta y) in funzione del tempo (per il task statico) e delle fasi (per quello dinamico), considerando le mappe di lato destro e sinistro separate.
- Spostamento del baricentro nello spazio (delta y in funzione di delta x), diviso per lati e a mappe unite

I dati relativi allo spostamento del baricentro lungo l'asse X considerando le mappe unite, sono stati utilizzati per effettuare l'analisi della simmetria di attivazione.

Per il task statico, sono stati salvati in una tabella, per ogni soggetto, le posizioni del baricentro nei primi 5 minuti di lavoro, per quello dinamico sono stati salvati 5 valori per la fase iniziale, centrale e finale, per un totale di 15 valori.

4.6 ANALISI STATISTICA

Prima di interpretare statisticamente i dati ottenuti è stato necessario verificare che la distribuzione dei valori delle tabelle precedenti fosse normale (o gaussiana, quindi basata su due parametri soltanto, media e deviazione standard) tramite il test di Kolmogorov-Smirnov. Il risultato è stato negativo, quindi tutti i gruppi sono risultati aventi distribuzione non normale.

A fronte di questo risultato, l'analisi statistica effettuata è stata quella non parametrica, attraverso i test di Wilcoxon e Friedman. Per entrambi, il livello di significatività è fissato a 0,05.

Test di Wilcoxon (signed rank test)¹ → è stato utilizzato per confrontare le variazioni di ampiezza tra le condizioni con/senza esoscheletro nei tre momenti di acquisizione separatamente (inizio, centro e fine). Si utilizza questo tipo di test perché le misure sono appaiate.

Test di Friedman² → è stato utilizzato per individuare la variazione dell'attivazione nel tempo (inizio/centro/fine) del task, in modo separato per le condizioni con e senza esoscheletro.

Test di Wilcoxon (rank sum test)³ → è stato utilizzato per confrontare i dati relativi alle posizioni dei baricentri, in entrambi i task eseguiti con e senza esoscheletro. A differenza del primo test, i campioni sono indipendenti.

Tutti i test sono stati ripetuti per il lato destro e sinistro.

L'analisi statistica è stata effettuata utilizzando l'apposito Toolbox di Matlab.

1 **Test di Wilcoxon (signed rank test)** → test non parametrico che si applica per un campione con due misure appaiate. Permette di verificare la direzione e la grandezza della differenza delle coppie di dati.

2 **Test di Friedman** → viene utilizzato per comparare tra loro campioni dipendenti in termini di popolazione. Il confronto si basa sulla mediana della popolazione e l'ipotesi nulla è che gli effetti dei fattori disposti sulle colonne siano gli stessi sulla popolazione.

3 **Test di Wilcoxon (rank sum test)** → chiamato anche **Mann-Whitney U test**, si applica nel caso in cui si voglia confrontare due gruppi che non seguono una distribuzione normale. È l'equivalente del test *t* per campioni indipendenti.

5 RISULTATI

Per entrambi i task sono stati valutati i dati raccolti per valutare i cambiamenti relativi a:

- mappe di attivazione
- condizione con/senza
- momento dell'acquisizione (inizio/centro/fine)
- spostamento medio del baricentro

5.1 TASK STATICO

Per quanto riguarda il task statico, si può immediatamente notare la differenza della durata di mantenimento della posizione. L'esoscheletro in questo task ha permesso al soggetto di resistere più a lungo rispetto a quando lo ha svolto senza. Nella Tabella 2 sono stati riportati i tempi di ogni soggetto. Per tutti i soggetti si ha un incremento della durata del task nel caso in cui è stato utilizzato l'esoscheletro. In media l'incremento è stato del 70%.

| SOGGETTI | SENZA EX(min) | CON EX(min) | Diff % |
|----------------|---------------|--------------|--------------|
| 1 | 5,33 | 9,73 | 82,55 |
| 2 | 4,8 | 8,3 | 72,92 |
| 3 | 4 | 10,47 | 161,75 |
| 4 | 5,83 | 12 | 105,83 |
| 5 | 10,35 | 12,93 | 24,93 |
| 6 | 6,55 | 8 | 22,14 |
| 7 | 7,58 | 15,43 | 103,56 |
| 8 | 5,67 | 7,68 | 35,45 |
| 9 | 10,33 | 15 | 45,21 |
| 10 | 6,27 | 7,68 | 22,49 |
| 11 | 8 | 13 | 62,50 |
| 12 | 3,72 | 5,33 | 43,28 |
| 13 | 3,62 | 8,05 | 122,38 |
| MEDIA | 6,31 | 10,28 | 69,61 |
| DEV.ST. | 2,24 | 3,14 | |

Tabella 2: Durata della condizione statica con e senza esoscheletro

Per quanto riguarda il livello di attivazione, come ci si poteva aspettare è minore nelle mappe che rappresentano la condizione con esoscheletro rispetto a quelle che rappresentano quella senza (Figura 14). Questo è evidenziato anche dalla

colonna D, in cui è stata rappresentata la differenza tra le mappe con-senza. I canali segnati dal pallino nero indicano che il soggetto ha tratto vantaggio dall'uso dell'esoscheletro in quanto la differenza calcolata è minore di zero.

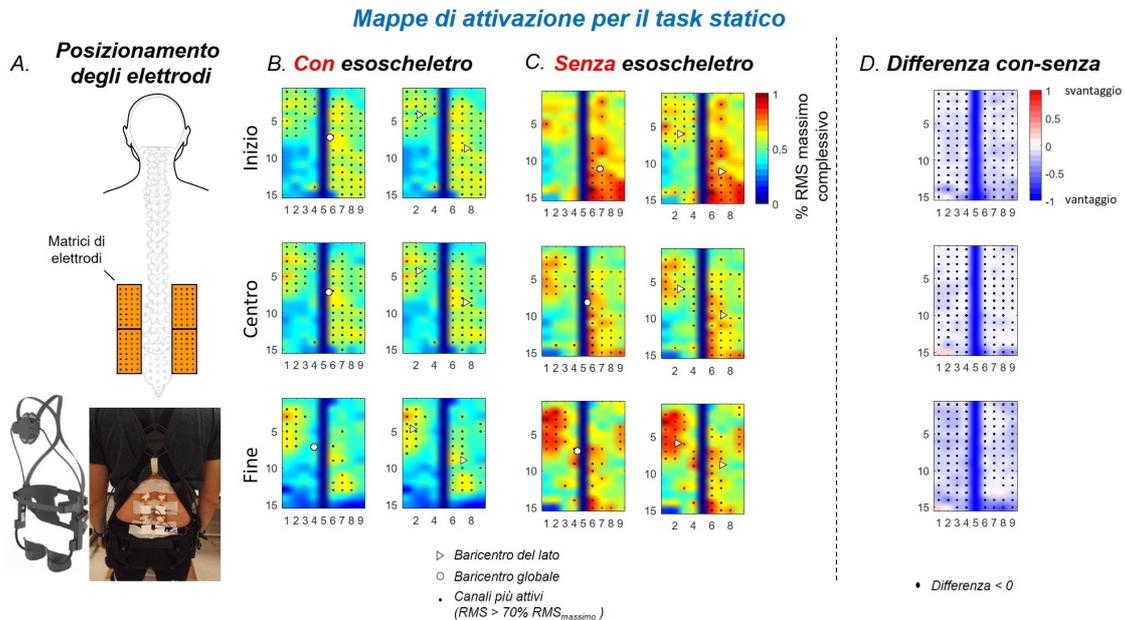


Figura 14: Mappe di attivazione del task statico. Quelle dei pannelli B e C sono confrontabili poiché normalizzate per il valore massimo complessivo. (A) posizionamento degli elettrodi; (B) mappe della condizione con esoscheletro. La differenza tra le due colonne sta nel calcolo dei canali attivi. Per la prima colonna vengono calcolati come il 70% del massimo complessivo (ovvero considerando entrambi i lati), per la seconda colonna vengono calcolati considerando i due lati separatamente (massimo del lato sinistro e massimo del lato destro); (C) mappe della condizione senza esoscheletro; (D) mappe della differenza con-senza, i canali segnati dal pallino sono quelli che mostrano una differenza negativa

Questo risultato è osservato anche nella Figura 15 che riporta l'andamento dei valori RMS medi nel tempo, calcolati effettuando una media dei canali attivi (ovvero quelli con attivazione >70% dell'RMS massimo della mappa). I valori di ogni plot sono stati normalizzati rispetto al valore iniziale del lato considerato nella condizione senza esoscheletro (ad es. le condizioni con/senza del lato destro sono state normalizzate rispetto al valore iniziale senza esoscheletro del lato destro). I plot della seconda colonna sono quelli della differenza con-senza esoscheletro. Come per le mappe della differenza, si può dire di aver avuto una riduzione dell'attivazione data dall'uso dell'esoscheletro quando la linea è al di sotto dello zero (differenza negativa).

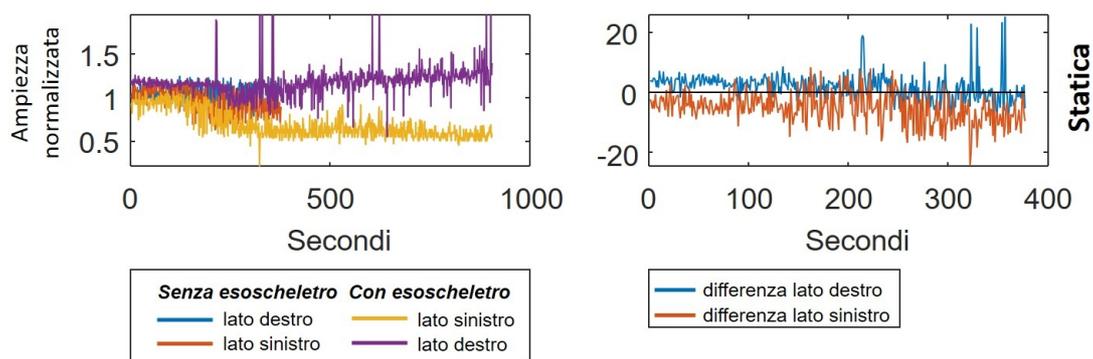


Figura 15: Andamento RMS medio di un soggetto. Nella prima colonna sono rappresentati i valori RMS relativamente al tempo. La normalizzazione è stata effettuata rispetto al primo valore della condizione senza esoscheletro (per lato destro e sinistro separatamente). La seconda colonna invece è la rappresentazione della differenza con-senza.

I risultati appena riportati sono relativi ad un singolo soggetto che però riflette il comportamento dell'intero gruppo, come si evidenzia dai boxplot rappresentati in Figura 16 e dalla Tabella 3 contenente i valori RMS medi di ogni soggetto.

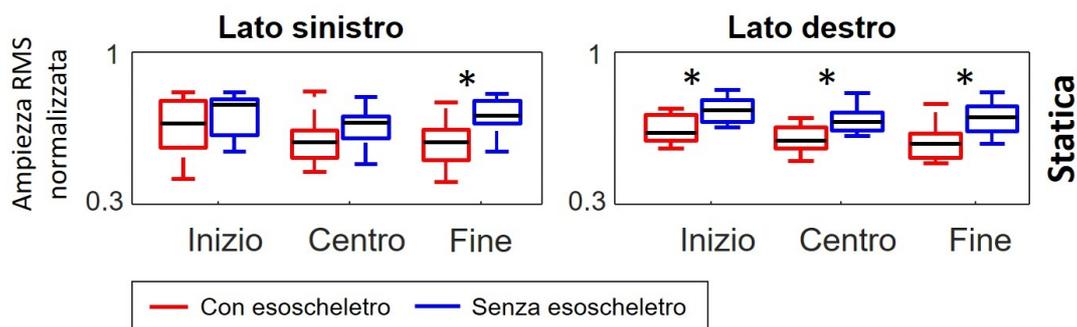


Figura 16: Boxplot che rappresentano la differenza di attivazione con/senza ad inizio, centro e fine del task. * indica che è stata trovata una differenza statistica tra le condizioni con e senza esoscheletro.

| Statico | LATO SX | | | | | | LATO DX | | | | | |
|---------|--------------|--------------|------------|--------------|--------------|------------|--------------|--------------|------------|--------------|--------------|------------|
| | CON | | | SENZA | | | CON | | | SENZA | | |
| | RMS (inizio) | RMS (centro) | RMS (fine) | RMS (inizio) | RMS (centro) | RMS (fine) | RMS (inizio) | RMS (centro) | RMS (fine) | RMS (inizio) | RMS (centro) | RMS (fine) |
| 1 | 0,605 | 0,624 | 0,618 | 0,798 | 0,712 | 0,652 | 0,612 | 0,609 | 0,596 | 0,656 | 0,645 | 0,599 |
| 2 | 0,520 | 0,541 | 0,604 | 0,609 | 0,610 | 0,763 | 0,561 | 0,540 | 0,522 | 0,788 | 0,651 | 0,682 |
| 3 | 0,718 | 0,657 | 0,674 | 0,776 | 0,796 | 0,811 | 0,742 | 0,700 | 0,663 | 0,774 | 0,710 | 0,678 |
| 4 | 0,422 | 0,454 | 0,478 | 0,546 | 0,490 | 0,544 | 0,583 | 0,579 | 0,587 | 0,693 | 0,813 | 0,723 |
| 5 | 0,817 | 0,822 | 0,772 | 0,769 | 0,702 | 0,791 | 0,611 | 0,577 | 0,490 | 0,668 | 0,616 | 0,583 |
| 6 | 0,629 | 0,495 | 0,533 | 0,630 | 0,604 | 0,712 | 0,653 | 0,503 | 0,579 | 0,771 | 0,637 | 0,763 |
| 7 | 0,801 | 0,600 | 0,571 | 0,817 | 0,673 | 0,695 | 0,724 | 0,698 | 0,766 | 0,828 | 0,723 | 0,741 |
| 8 | 0,756 | 0,579 | 0,406 | 0,751 | 0,682 | 0,707 | 0,706 | 0,615 | 0,509 | 0,696 | 0,725 | 0,818 |

Tabella 3: Dati RMS medi normalizzati per il task statico divisi in base a lato, condizione e momento dell'acquisizione.

Con questi dati si può facilmente calcolare il decremento percentuale del livello di attività, per ogni lato, tra la condizione con e senza esoscheletro. Il risultato è riportato nella Tabella 4. Indicativamente si ottiene un vantaggio dall'uso dell'esoscheletro in termini di ampiezza dell'attività muscolare compreso tra il 5 e il 13 %.

| STATICA | RMS (inizio) | RMS (centro) | RMS (fine) |
|----------------|---------------------|---------------------|-------------------|
| LATO SX | -5,355 | -6,240 | -12,748 |
| LATO DX | -8,510 | -8,742 | -10,933 |

Tabella 4: Differenza percentuale tra condizione eseguita con e senza esoscheletro per il task statico.

Dal test statistico di Wilcoxon, come riportato in Tabella 5, emerge che le differenze tra la condizione con e senza esoscheletro sono presenti nei tre momenti valutati (inizio, centro e fine) per il lato destro, mentre solo alla fine per il lato sinistro.

Le variazioni nel tempo valutate attraverso il test di Friedman, sono evidenti soltanto per quanto riguarda il lato destro nel task eseguito con l'esoscheletro (Tabella 6). Per questo caso, è stato quindi applicato un test post hoc (Wilcoxon signed rank test) tra i tre momenti dell'acquisizione, per poter vedere in quali casi si ha avuto una variazione di ampiezza RMS. Il risultato è riportato in Tabella 7 e mostra un p-value inferiore a quello critico tra inizio e centro del task.

| | | LATO SINISTRO | LATO DESTRO |
|---------------------|---------------|----------------------|--------------------|
| TASK STATICO | INIZIO | 0,109 | 0,016 * |
| | CENTRO | 0,148 | 0,008 * |
| | FINE | 0,008 * | 0,039 * |

*Tabella 5: Risultati Test di Wilcoxon (signed rank test) per il task statico per individuare le variazioni con/senza esoscheletro nei tre momenti valutati. Le celle indicate con * presentano un p-value inferiore a 0,05.*

| | | LATO SINISTRO | LATO DESTRO |
|--------------|-------|---------------|-------------|
| TASK STATICO | CON | 0,8825 | 0,0342 * |
| | SENZA | 0,0930 | 0,2231 |

Tabella 6: Risultati Test di Friedman per il task statico. Viene valutata la differenza di attivazione nel tempo (tra inizio, centro e fine dell'acquisizione). Le celle indicate con * presentano un p-value inferiore a 0,05.

| Lato destro con esoscheletro | I-C | I-F | C-F |
|---------------------------------|----------|-------|-------|
| | 0,0078 * | 0,078 | 0,461 |

Tabella 7: Test di Wilcoxon (Signed Rank test) post hoc. Il confronto è stato fatto tra le fasi iniziale e centrale (I-C), iniziale e finale (I-F) e centrale e finale (C-F). I valori indicati con * presentano un p-value < 0,05

Per evidenziare variazioni nella distribuzione spaziale dell'attività elettromiografica si è scelto di calcolare lo spostamento del baricentro durante il task. La posizione del baricentro è stata calcolata sulla base dei canali attivi. Questo procedimento è stato effettuato considerando le mappe destra e sinistra unite, in modo tale da avere un'idea più generale dell'attivazione (Figura 17). La linea tratteggiata in corrispondenza dello zero indica una simmetria (in questo caso la posizione del baricentro sarebbe bilanciata tra lato destro e sinistro).

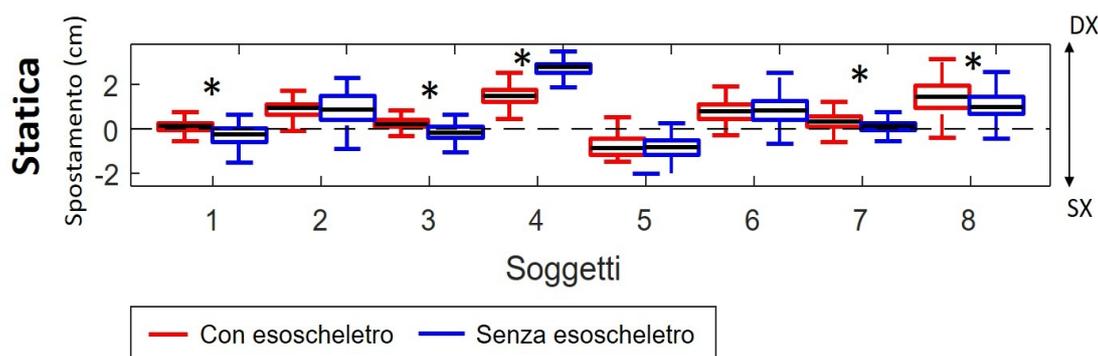


Figura 17: Boxplot relativi alla posizione del baricentro lungo l'asse X considerando le mappe unite, per ogni soggetto. Ogni boxplot rappresenta i primi 5 minuti di segnale. * indica che è stata trovata una differenza statistica tra le condizioni con e senza esoscheletro.

I risultati ottenuti dal test di Wilcoxon (rank sum test) per questi ultimi gruppi, è riportato in Tabella 8. Si può notare come lo spostamento del baricentro tra le condizioni con e senza esoscheletro sia presente in 5 soggetti su 8, indicati con l'*. Per questi soggetti, fatta eccezione per il numero 7 e 8, l'uso dell'esoscheletro ha permesso un avvicinamento alla condizione ideale di simmetria (indicata dalla linea tratteggiata). La misura dello spostamento è però diversa da soggetto a soggetto.

| Sogg1 | Sogg2 | Sogg3 | Sogg4 | Sogg5 | Sogg6 | Sogg7 | Sogg8 |
|--------------|--------------|--------------|--------------|--------------|--------------|--------------|--------------|
| 0,000 * | 0,288 | 0,000 * | 0,000 * | 0,252 | 0,179 | 0,000 * | 0,000 * |

*Tabella 8: Risultati Test di Wilcoxon (rank sum test) per il task statico. Viene valutata la differenza di spostamento del baricentro sull'asse X a mappe unite, tra la condizione con e senza esoscheletro. Le celle indicate con * presentano un p-value inferiore a 0,05.*

5.2 TASK DINAMICO

Per quanto riguarda il task dinamico le differenze tra le due condizioni sono meno evidenti (Figura 18).

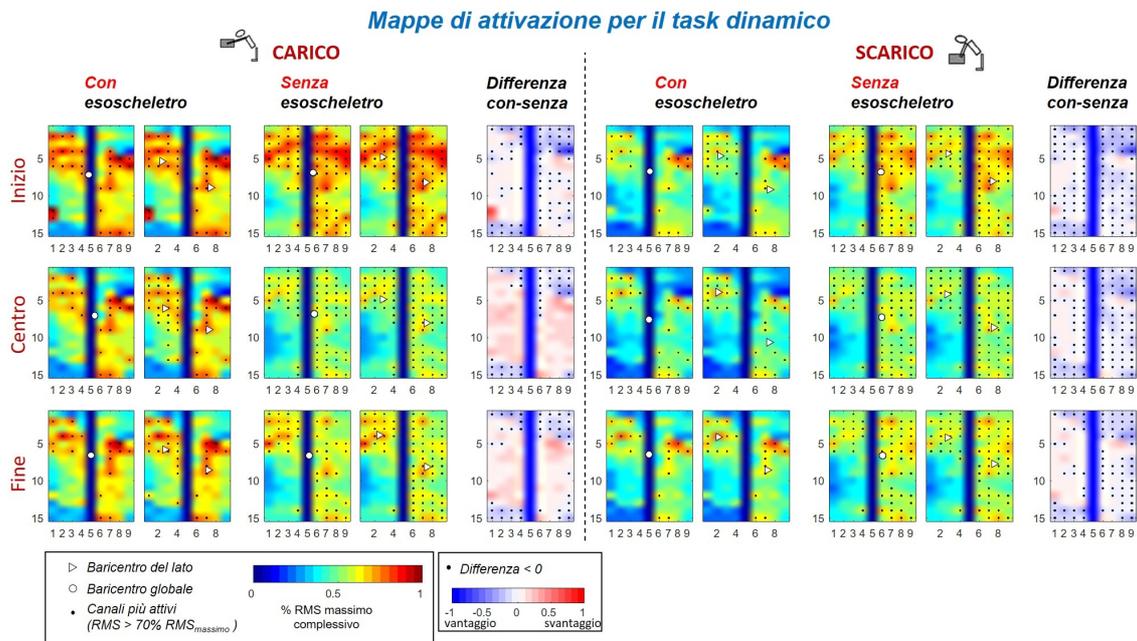


Figura 18: Mappe di attivazione del task dinamico. Sono confrontabili tra loro poiché normalizzate per il valore massimo complessivo.

(a sinistra) Mappe di attivazione della fase di carico. La differenza tra le due colonne della condizione “con esoscheletro” sta nel calcolo dei canali attivi. Per la prima colonna vengono calcolati come il 70% del massimo complessivo (ovvero considerando entrambi i lati), per la seconda colonna vengono calcolati considerando separatamente i due lati (massimo del lato sinistro e massimo del lato destro); lo stesso criterio è ripetuto per le condizioni “senza esoscheletro” e per le mappe della fase di scarico (a destra); per quanto riguarda le mappe della differenza con-senza, i canali segnati dal pallino sono quelli che mostrano un vantaggio dato dall'uso dell'esoscheletro (cioè quelli che hanno un valore negativo).

Si nota come il livello di attivazione sia maggiore nella fase di carico rispetto a quella di scarico, ma per la prima non ci sono differenze nette tra la condizione con/senza esoscheletro. Dalla mappa differenziale, anzi, emerge che l'attivazione è stata maggiore durante l'esecuzione del task con esoscheletro indossato (il colore predominante delle mappe differenziali è infatti il rosso). Nella fase di scarico invece, l'uso dell'esoscheletro sembra aiutare il soggetto, anche se la differenza non è uniforme e spiccata come nel caso del task statico.

Come per il task precedente, è stato rappresentato l'andamento dei valori RMS in funzione delle fasi, ottenuti dalla media dei canali attivi di ognuna di esse (Figura 19). La normalizzazione è stata effettuata anche in questo caso rispetto al valore iniziale del lato considerato nella condizione senza esoscheletro. La seconda colonna rappresenta gli andamenti della differenza con-senza esoscheletro e, come per le mappe, quando la differenza è negativa significa che i valori di RMS della condizione con esoscheletro sono stati inferiori rispetto a quelli della condizione senza esoscheletro e che il soggetto ha tratto beneficio dal suo uso.

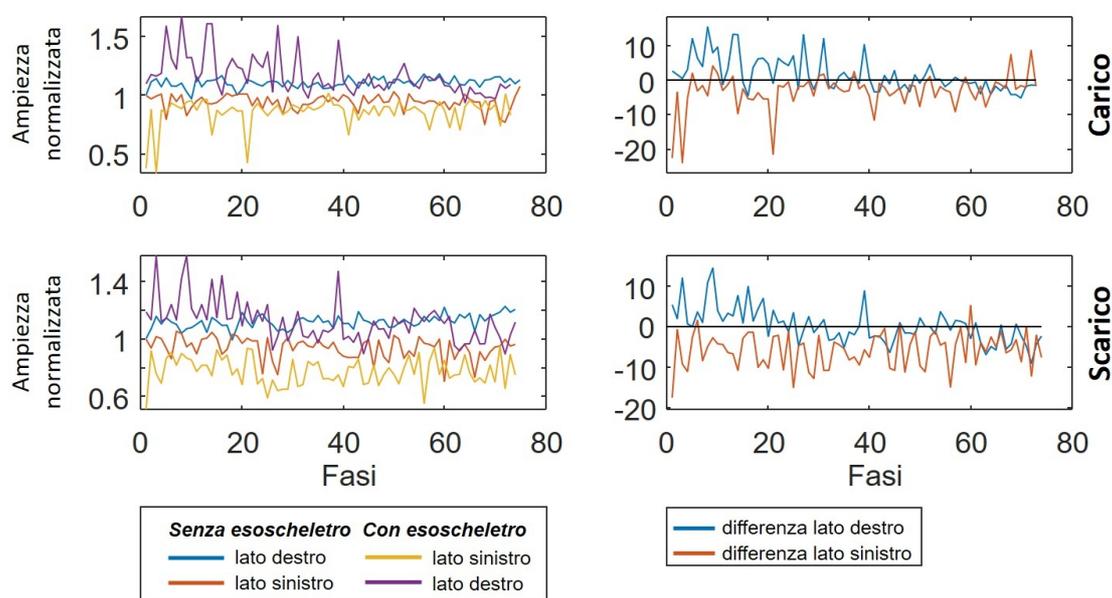


Figura 19: Andamento dei valori RMS per le fasi di carico e scarico. La normalizzazione è stata effettuata rispetto al primo valore della condizione senza esoscheletro (per lato destro e sinistro separatamente). Sulla destra si possono vedere gli andamenti della differenza con/senza.

In generale, gli RMS medi dei soggetti studiati rispecchiano l'andamento del soggetto presentato nelle figure e sono riportati nella Tabella 9 e tramite i boxplot della Figura 20.

| | LATO SX | | | | | | LATO DX | | | | | |
|---|--------------|--------------|------------|--------------|--------------|------------|--------------|--------------|------------|--------------|--------------|------------|
| | CON | | | SENZA | | | CON | | | SENZA | | |
| | RMS (inizio) | RMS (centro) | RMS (fine) | RMS (inizio) | RMS (centro) | RMS (fine) | RMS (inizio) | RMS (centro) | RMS (fine) | RMS (inizio) | RMS (centro) | RMS (fine) |
| 1 | 0,785 | 0,652 | 0,804 | 0,803 | 0,685 | 0,691 | 0,474 | 0,477 | 0,470 | 0,537 | 0,500 | 0,506 |
| 2 | 0,676 | 0,603 | 0,604 | 0,795 | 0,615 | 0,711 | 0,760 | 0,661 | 0,664 | 0,758 | 0,670 | 0,681 |
| 3 | 0,662 | 0,606 | 0,647 | 0,653 | 0,510 | 0,591 | 0,782 | 0,718 | 0,734 | 0,676 | 0,516 | 0,537 |
| 4 | 0,665 | 0,613 | 0,582 | 0,807 | 0,724 | 0,628 | 0,667 | 0,615 | 0,606 | 0,715 | 0,680 | 0,662 |
| 5 | 0,686 | 0,682 | 0,673 | 0,755 | 0,680 | 0,615 | 0,814 | 0,764 | 0,725 | 0,752 | 0,742 | 0,759 |
| 6 | 0,517 | 0,475 | 0,496 | 0,789 | 0,634 | 0,613 | 0,633 | 0,565 | 0,544 | 0,822 | 0,576 | 0,661 |

| | LATO SX | | | | | | LATO DX | | | | | |
|---|--------------|--------------|------------|--------------|--------------|------------|--------------|--------------|------------|--------------|--------------|------------|
| | CON | | | SENZA | | | CON | | | SENZA | | |
| | RMS (inizio) | RMS (centro) | RMS (fine) | RMS (inizio) | RMS (centro) | RMS (fine) | RMS (inizio) | RMS (centro) | RMS (fine) | RMS (inizio) | RMS (centro) | RMS (fine) |
| 1 | 0,566 | 0,463 | 0,591 | 0,592 | 0,586 | 0,667 | 0,391 | 0,404 | 0,425 | 0,425 | 0,442 | 0,470 |
| 2 | 0,832 | 0,627 | 0,523 | 0,677 | 0,647 | 0,614 | 0,785 | 0,604 | 0,582 | 0,640 | 0,630 | 0,611 |
| 3 | 0,545 | 0,531 | 0,585 | 0,569 | 0,483 | 0,508 | 0,620 | 0,534 | 0,623 | 0,609 | 0,512 | 0,548 |
| 4 | 0,458 | 0,513 | 0,602 | 0,562 | 0,548 | 0,642 | 0,499 | 0,502 | 0,636 | 0,613 | 0,587 | 0,613 |
| 5 | 0,635 | 0,569 | 0,691 | 0,734 | 0,743 | 0,683 | 0,675 | 0,669 | 0,757 | 0,710 | 0,717 | 0,755 |
| 6 | 0,493 | 0,540 | 0,572 | 0,601 | 0,645 | 0,614 | 0,598 | 0,629 | 0,652 | 0,634 | 0,594 | 0,618 |

Tabella 9: Dati RMS medi normalizzati relativi al task dinamico, suddivisi in base a lato, condizione e momento dell'acquisizione.

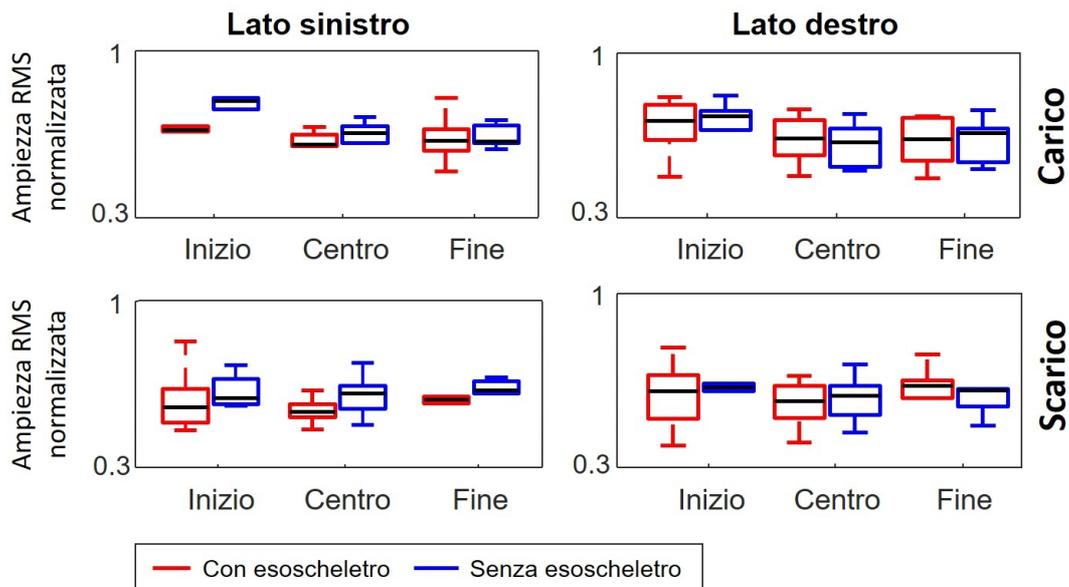


Figura 20: Boxplot della differenza di attivazione con/senza per le fasi iniziale, centrale e finale del task. * indica che è stata trovata una differenza statistica tra le condizioni con e senza esoscheletro.

Anche in questo caso si può ricavare la differenza percentuale in termini di attivazione (Tabella 10). Troviamo un solo valore al di sopra del 10% (fase di carico, inizio del task). Diversamente i valori sono attorno al 2-4%. Un paio di valori sono positivi (fase di carico del lato destro nella parte centrale, fase di scarico per il lato destro nella parte finale). Questo significa che l'esoscheletro ha causato un livello di attivazione maggiore, andando contro ai risultati attesi.

| CARICO | RMS (inizio) | RMS (centro) | RMS (fine) |
|----------------|---------------------|---------------------|-------------------|
| LATO SX | -10,211 | -3,611 | -0,729 |
| LATO DX | -2,152 | 1,946 | -1,038 |
| SCARICO | RMS (inizio) | RMS (centro) | RMS (fine) |
| LATO SX | -3,444 | -6,793 | -2,743 |
| LATO DX | -1,036 | -2,344 | 1,020 |

Tabella 10: Differenza percentuale tra condizione eseguita con e senza esoscheletro per il task dinamico.

Il test di Wilcoxon non ha riportato differenze tra le condizioni con e senza esoscheletro, infatti in Tabella 11 non sono stati individuati valori di $p < 0,05$, ma nel caso della parte iniziale della fase di carico per il lato sinistro, l'attività tende ad essere minore, perché il valore di p è quasi significativo ($p=0,0625$). Questo conferma le considerazioni precedenti, ovvero la mancanza di differenze spiccate tra le due condizioni.

| | | LATO SINISTRO | LATO DESTRO |
|--------------------------------|--------|----------------------|--------------------|
| TASK DINAMICO (CARICO) | INIZIO | 0,062 | 0,844 |
| | CENTRO | 0,312 | 0,844 |
| | FINE | 1 | 0,437 |
| TASK DINAMICO (SCARICO) | INIZIO | 0,437 | 0,562 |
| | CENTRO | 0,156 | 0,219 |
| | FINE | 0,437 | 0,687 |

*Tabella 11: Risultati Test di Wilcoxon (signed rank test) per il task dinamico per individuare le variazioni con/senza esoscheletro nei tre momenti valutati. Le celle indicate con * presentano un p-value inferiore a 0,05.*

Nel tempo, il test di Friedman riporta che le differenze sono state individuate soltanto per la fase di carico, per entrambi i lati (Tabella 12).

| | | LATO SINISTRO | LATO DESTRO |
|------------------------------------|-------|---------------|-------------|
| TASK DINAMICO (CARICO) | CON | 0,030 * | 0,030 * |
| | SENZA | 0,011 * | 0,015 * |
| TASK DINAMICO (SCARICO) | CON | 0,115 | 0,135 |
| | SENZA | 0,846 | 0,311 |

Tabella 12: Risultati Test di Friedman per il task dinamico. Viene valutata la differenza di attivazione nel tempo (tra inizio, centro e fine dell'acquisizione). Le celle indicate con * presentano un p-value inferiore a 0,05.

Anche in questo caso è stato applicato un test post hoc (Wilcoxon Signed Rank) per verificare in quali momenti della fase di carico è stata individuata una differenza di attivazione (Tabella 13).

| | I-C | I-F | C-F | | I-C | I-F | C-F |
|-----------------|---------|---------|-------|-----------------|---------|--------|-------|
| SX CON | 0,031 * | 0,156 | 0,438 | DX CON | 0,062 | 0,031* | 0,313 |
| SX SENZA | 0,031 * | 0,031 * | 1,000 | DX SENZA | 0,031 * | 0,063 | 0,219 |

Tabella 13: Test di Wilcoxon (Signed Rank test) post hoc. Il confronto è stato fatto tra le fasi iniziale e centrale (I-C), iniziale e finale (I-F) e centrale e finale (C-F). I valori indicati con * presentano un p-value < 0,05

Da questo confronto emerge che per la condizione senza esoscheletro, si hanno differenze di attivazione nel tempo, sia per il lato sinistro che per quello destro, tra le fasi iniziale e centrale del task. Per la condizione con esoscheletro, le differenze si hanno tra inizio e centro per il lato sinistro e tra inizio e fine per quello destro.

Per evidenziare differenze di attivazione sulla superficie muscolare si è scelto di calcolare lo spostamento del baricentro durante il task. La posizione del baricentro è stata calcolata come media pesata dei canali attivi. Come nel caso statico, il calcolo è stato effettuato considerando le mappe unite e la linea tratteggiata in corrispondenza dello zero indica la simmetria perfetta (Figura 21).

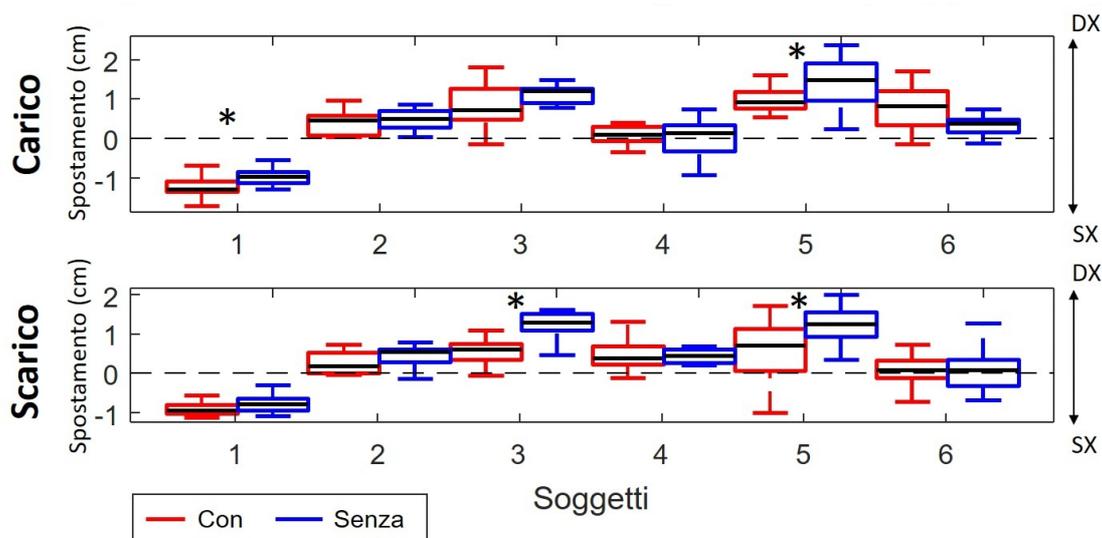


Figura 21: Boxplot relativi alla posizione del baricentro lungo l'asse X considerando le mappe unite, per ogni soggetto. I boxplot sono formati dalle 5 fasi iniziali, centrali, finali del task. * indica che è stata trovata una differenza statistica tra le condizioni con e senza esoscheletro.

I risultati ottenuti sono stati studiati tramite il test di Wilcoxon (rank sum test) che ha fornito i valori di p riportati nella Tabella 14.

| | Sogg1 | Sogg2 | Sogg3 | Sogg4 | Sogg5 | Sogg6 |
|----------------|---------|-------|---------|-------|---------|-------|
| Carico | 0,006 * | 0,429 | 0,052 | 0,559 | 0,036 * | 0,070 |
| Scarico | 0,086 | 0,055 | 0,000 * | 0,880 | 0,015 * | 0,706 |

Tabella 14: Risultati Test di Wilcoxon (rank sum test) per il task dinamico. Viene valutata la differenza di spostamento del baricentro sull'asse X a mappe unite, tra la condizione con e senza esoscheletro. Le celle indicate con * presentano un p-value inferiore a 0,05.

Per entrambe le fasi (carico e scarico), 2 soggetti dei 6 studiati indicano una variazione di posizione del baricentro tra le condizioni con e senza esoscheletro.

Per il soggetto 5, in entrambe le fasi, e per il soggetto 3 per la fase di scarico, l'esoscheletro ha permesso un avvicinamento alla condizione ideale di simmetria (avvicinamento alla linea tratteggiata). Per il primo soggetto invece, la condizione senza esoscheletro è risultata più simmetrica rispetto a quella con, relativamente alla fase di carico.

6 DISCUSSIONE

L'obiettivo principale dello studio è stato quello di verificare l'effetto dell'esoscheletro passivo Laevo 2.5 sull'attivazione muscolare dei muscoli erettori spinali di individui sani durante l'esecuzione di attività lavorativa simulata, in particolare durante l'esecuzione di un task statico e un task dinamico di sollevamento di un carico. Quello che ci si aspetta è un miglioramento delle performance nei task eseguiti con il supporto dell'esoscheletro, in termini di attivazione muscolare e per quanto riguarda il tempo di mantenimento della posizione statica con il tronco flesso in avanti.

Oltre alle valutazioni in termini di attivazione, sono state somministrate le scale di Borg e di Corlett per avere anche dei dati percettivi rispettivamente di sforzo effettuato e di discomfort localizzato percepito .

Dall'analisi di queste, ci si aspetta che il soggetto senta un sollievo dato dall'esoscheletro e, una volta capito bene come si usa, possa sfruttarne il supporto a suo vantaggio.

Si vuole inoltre verificare se eventuali asimmetrie di attivazione tra lato destro e sinistro vengono ridotte grazie all'uso dell'esoscheletro.

6.1 PROVA STATICA

Il risultato più evidente in questa prova è l'aumento dei tempi di mantenimento della posizione statica con tronco flesso in avanti dato dall'uso dell'esoscheletro. Come dichiarato dal produttore del dispositivo, il soggetto ha la possibilità di appoggiarsi al dispositivo e scaricare parte del suo peso sulle cosce. In questo modo, la zona lombare risulta alleggerita dallo sforzo e si affatica più lentamente.

Per quanto riguarda l'attivazione muscolare, i risultati hanno riportato in generale una riduzione del livello di attivazione data dall'esoscheletro, compresa tra il 5 e il 13%.

Si è cercato anche di verificare se si ha un miglioramento in termini di simmetria dato dall'uso dell'esoscheletro. Emerge che per 5 degli 8 soggetti si ha una

variazione, ma per due di questi, la condizione maggiormente simmetrica non è quella in cui viene utilizzato l'esoscheletro. Inoltre, la misura di questo spostamento varia da soggetto a soggetto. Questo risultato necessita di essere approfondito in futuro tramite un'analisi che permetta di vedere come è bilanciata l'attivazione tra i due lati per ogni soggetto, dal momento che la strategia di attivare maggiormente un lato piuttosto che l'altro è strettamente individuale e una media della popolazione intera non darebbe risultati rilevanti.

Da un'analisi grossolana della percezione, si può dire che in entrambe le condizioni con e senza esoscheletro i soggetti hanno riportato discomfort a livello lombare. La differenza sta nel fatto che senza esoscheletro il livello di attivazione è stato più alto e la soglia di sopportazione massima è stata raggiunta più velocemente, tuttavia, durante l'uso dell'esoscheletro, è stato percepito formicolio a livello delle piante dei piedi, probabilmente dovuto al peso scaricato dall'esoscheletro stesso sui pad sulle cosce che il soggetto ha dovuto bilanciare. Bisogna infatti tenere presente il fatto che un esoscheletro di tipo passivo, non presentando attuatori al suo interno, non svolge parte del lavoro richiesto ai muscoli del soggetto ma lo allevia, scaricandolo da un'altra parte. Alcuni soggetti hanno affermato che senza esoscheletro, lo sforzo si percepisce in modo più concentrato nello spazio, mentre l'uso dell'esoscheletro aiuta a distribuirlo e renderlo più sopportabile.

La randomizzazione dell'ordine delle prove ha permesso di escludere il fatto che la prima prova eseguita andasse ad influenzare quelle successive, grazie anche al tempo di recupero dato al soggetto tra un task e l'altro. In ogni caso è bene tenere presente che la soglia di massimo discomfort è soggettiva e varia da soggetto a soggetto. Alcune persone si affaticano più facilmente di altre, più allenate e pronte anche mentalmente alla resistenza.

6.2 PROVA DINAMICA

Per quanto riguarda la prova dinamica, invece, l'esoscheletro non ha portato benefici così evidenti a livello di attivazione, ma anzi, è stato quasi di impedimento ai soggetti. L'esoscheletro è risultato utile ai soggetti durante la

fase di scarico perché potevano appoggiarsi ad esso e nella fase di carico in quanto ricevevano una spinta che li aiutava nel sollevamento. In generale però il vantaggio in termini di attivazione dato dall'uso dell'esoscheletro non è spiccato come nel caso del task statico. La riduzione è in un solo caso (fase di carico, momento iniziale) al di sopra del 10%, diversamente è più bassa (attorno al 2-3%). Questo può essere dovuto al fatto che, nel momento in cui i soggetti dovevano appoggiare la scatola sul ripiano più alto, l'azione dell'esoscheletro veniva meno. In futuro sarebbe interessante segmentare ulteriormente le fasi per studiare meglio che cosa accade, in termini di attivazione, in quel momento.

Per quanto riguarda la simmetria, per un soggetto l'uso dell'esoscheletro ha permesso l'avvicinamento alla condizione ideale in entrambe le fasi. Nel caso della fase di carico, per un altro soggetto si è invece riscontrata maggiore simmetria durante lo svolgimento della prova a corpo libero.

In generale, molti soggetti hanno affermato che non utilizzerebbero l'esoscheletro durante lavori di questo tipo, dal momento che i vantaggi non sono così spiccati e viene meno la libertà di movimento.

6.3 LIMITAZIONI

Il primo limite dello studio effettuato è relativo al numero di soggetti analizzati. La qualità dei segnali di alcuni di essi è stata ritenuta non buona a causa di artefatti e problemi di acquisizione e per questo è stato ritenuto opportuno scartarli. Sarebbe opportuno ripetere le acquisizioni con altri soggetti in modo tale da aumentare la popolazione indagata e poter generalizzare ancora di più i risultati.

Inoltre, è stato notato che l'esoscheletro non calzava perfettamente ad alcuni soggetti, ma si spostava e ruotava a livello dell'imbragatura e anche per quanto riguarda il pad posto sul petto. Questo va ad influenzare l'efficacia dell'esoscheletro stesso, che garantisce supporto esclusivamente per movimenti di flessione estensione frontale e non per torsioni laterali. Il problema è

stato evidenziato anche dai soggetti stessi durante il questionario finale. Inoltre, soggetti diversi, hanno necessariamente fisicità diverse e predisposizione diversa ad affrontare lo sforzo. Il peso utilizzato nel task dinamico, potrebbe risultare eccessivo per soggetti con una corporatura più esile o più bassi, mentre per altri, più muscolosi e allenati, potrebbe essere di facile sollevamento. Nel task statico è stato richiesto di mantenere la posizione il più a lungo possibile (cioè ad esaurimento). Questo limite però può essere variabile da soggetto a soggetto, non abbiamo la certezza che sia realmente stato raggiunto. Si sta ancora pensando a un criterio di stop che possa essere generalizzato per tutti i soggetti.

6.3.1 PROSPETTIVE FUTURE

I dati EMG raccolti, da soli, non sono totalmente indicativi di quanto l'esoscheletro possa essere di aiuto nel caso dello svolgimento di lavoro manuale. Per questo sono stati somministrati anche i questionari. Le informazioni ricavate dalle scale di Borg e Corlett andranno utilizzate in futuro per integrare quelle relative all'attivazione muscolare, non in modo generale come detto precedentemente, ma soggetto per soggetto, per capire anche se c'è una correlazione tra le caratteristiche fisiche del soggetto (in particolare peso e altezza) e le sue percezioni. Infatti si potrebbe pensare che soggetti più pesanti facciano meno fatica a flettersi con l'esoscheletro, ma ricevano una spinta minore, al contrario di quelli più leggeri.

Dati percettivi sono utili non solo per capire in quali tipi di task l'esoscheletro è veramente utile e potrebbe essere utilizzato volentieri dai soggetti, ma anche per poter migliorare la forma e i materiali dell'esoscheletro stesso una volta capito in quali punti il suo contatto con il corpo è fastidioso o doloroso.

In futuro sarebbe anche interessante approfondire il discorso del miglioramento delle asimmetrie, difficile da generalizzare dal momento che soggetti diversi attivano zone diverse del muscolo e il lato di attivazione maggiore, nel caso in cui sia presente, è anch'esso soggettivo.

7 CONCLUSIONI

In conclusione, dallo studio si evince che l'uso dell'esoscheletro condiziona le performance dell'utente in modo positivo e negativo. Permette di ridurre il livello di attivazione dei muscoli della zona lombare soprattutto durante il mantenimento di una posizione statica con il tronco flesso in avanti, permettendo al soggetto di sentirsi supportato e resistere più a lungo. Allo stesso tempo, però, la presenza dei pad e degli spallacci possono causare discomfort e pressioni fastidiose. Se usato per tempi brevi, può senz'altro risultare d'aiuto, tuttavia sarebbe necessario un miglioramento dei materiali e delle forme a contatto con il corpo nel caso in cui questo voglia essere utilizzato più a lungo. Per quanto riguarda l'esecuzione di task dinamici, invece, non è ancora ottimizzato e il vantaggio portato al lavoratore è molto soggettivo. Infatti è necessario vincere la forza esercitata dall'esoscheletro stesso per effettuare il movimento e questo può portare ad un livello di affaticamento anche maggiore rispetto a quello che si otterrebbe eseguendo il movimento in totale libertà. Per movimenti da eseguire fuori dall'asse, come le torsioni, non è garantito il supporto, il che porta l'esoscheletro a non essere adatto allo svolgimento di task più complessi che richiedono una maggiore libertà di movimento. Inoltre durante il movimento, l'esoscheletro se non è ben indossato, può spostarsi e ruotare, diventando di fatto inutile dal punto di vista del supporto.

APPENDICE: CONSENSO INFORMATO

Ricercatore: _____

Soggetto: _____

Luogo e data: _____

DESCRIZIONE GENERALE ED OBIETTIVO DEGLI ESPERIMENTI:

L'obiettivo principale dello studio è analizzare la differenza di attività muscolare durante l'esecuzione di tasks con e senza esoscheletro. Ai partecipanti saranno applicati sulla pelle alcuni dispositivi adesivi non invasivi (elettrodi), utili a raccogliere segnali elettromiografici (segnali elettrici dei muscoli) e verrà richiesto di indossare l'esoscheletro Laevo 2.5, il cui compito è quello di supportare il soggetto durante le flessioni sul piano sagittale. Il tempo dedicato ad ogni soggetto è di circa 3 ore. I test saranno eseguiti al LISiN (Laboratorio di Ingegneria del Sistema Neuromuscolare) e saranno condotti da membri dello staff LISiN in collaborazione con Centro Ricerche Fiat e DBIOS (Unito-ICxT).

Durante il test si raccoglieranno segnali elettrici generati dai muscoli erettori spinali; questi segnali saranno prelevati applicando sulla cute dei dispositivi adesivi (elettrodi); a seconda dei soggetti potrebbe essere necessario rasare o pulire con una pasta leggermente abrasiva la parte di cute su cui si applicheranno le schiere e gli elettrodi. 4 elettrodi di riferimento saranno posti sulla cresta iliaca.

Durante ogni task saranno rilevati dati relativi alla frequenza cardiaca e consumo calorico attraverso cardiofrequenzimetro.

Al soggetto sarà chiesto di svolgere 2 diversi compiti, ognuno di durata 10 minuti, da ripetersi con e senza esoscheletro e in ordine casuale:

- Restare con il tronco flesso in avanti di 45°;
- Alzare un carico da 10 kg e riportarlo nella posizione iniziale, in modo ripetuto, seguendo la cadenza dettata da un metronomo.

Al soggetto verrà inoltre chiesto di rimanere vigile per tutta la durata dell'esperimento.

Al termine di ogni prova (con e senza esoscheletro) verrà indagata la percezione del soggetto in termini di sforzo effettuato, attraverso la scala di Borg C-10 (Borg, 1998) e in termini di discomfort localizzato percepito, attraverso la scala di Corlett (Corlett e

Bishop, 1976). Verrà inoltre somministrata una breve intervista per indagare ulteriori aspetti percettivi soggettivi nell'uso dell'esoscheletro.

Tutte le prove saranno registrate attraverso videocamera.

POSSIBILI BENEFICI E PERICOLI:

I test non comportano benefici o pericoli di alcun genere al soggetto. Alla fine dell'esperimento la pelle sotto gli elettrodi potrebbe risultare leggermente arrossata; questo fenomeno potrebbe perdurare per un'ora o due. Il distacco degli elettrodi adesivi dalla pelle produce sensazioni analoghe al distacco di un cerotto.

Tutte le informazioni sui partecipanti sono confidenziali. Né il nome, né i dati personali dei partecipanti saranno rivelati. Eventuali immagini saranno usate per presentazioni scientifiche, solo con il consenso dell'interessato.

Sospensione dello studio:

Il soggetto capisce che può rinunciare ad effettuare questo test in qualsiasi momento, senza obbligo di darne ragione.

DICHIARAZIONE DI CONSENSO INFORMATO:

DICHIARO DI AVER LETTO E CAPITO COSA È SCRITTO IN QUESTO DOCUMENTO, DI AVER AVUTO RISPOSTE ESAURIENTI ALLE MIE EVENTUALI DOMANDE E DECIDO DI PARTECIPARE ALLO STUDIO.

Firma del partecipante

Data

Ricercatore responsabile

Data

Ai sensi dell'Art. 7 del D.lgs 196/03 do il consenso alla raccolta di immagini utili ai fini del presente studio.

Firma del partecipante

Data

LISiN, Politecnico di Torino, via Cavalli 22H, 10138 Torino, tel 011 0907756

BIBLIOGRAFIA

- Abdoli-E, Mohammad, Michael J. Agnew, and Joan M. Stevenson. 2006. "An On-Body Personal Lift Augmentation Device (PLAD) Reduces EMG Amplitude of Erector Spinae during Lifting Tasks." *Clinical Biomechanics* 21 (5): 456–65. <https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2005.12.021>.
- Baltrusch, S. J., J. H. van Dieën, C. A.M. van Bennekom, and H. Houdijk. 2018. "The Effect of a Passive Trunk Exoskeleton on Functional Performance in Healthy Individuals." *Applied Ergonomics* 72 (July 2017): 94–106. <https://doi.org/10.1016/j.apergo.2018.04.007>.
- Bosch, Tim, Jennifer van Eck, Karlijn Knitel, and Michiel de Looze. 2016. "The Effects of a Passive Exoskeleton on Muscle Activity, Discomfort and Endurance Time in Forward Bending Work." *Applied Ergonomics* 54: 212–17. <https://doi.org/10.1016/j.apergo.2015.12.003>.
- Falla, Deborah, Leonardo Gizzi, Marika Tschapek, Joachim Erlenwein, and Frank Petzke. 2014. "Reduced Task-Induced Variations in the Distribution of Activity across Back Muscle Regions in Individuals with Low Back Pain." *Pain* 155 (5): 944–53. <https://doi.org/10.1016/j.pain.2014.01.027>.
- Farina, Dario, Frédéric Leclerc, Lars Arendt-Nielsen, Olivier Buttelli, and Pascal Madeleine. 2008. "The Change in Spatial Distribution of Upper Trapezius Muscle Activity Is Correlated to Contraction Duration." *Journal of Electromyography and Kinesiology* 18 (1): 16–25. <https://doi.org/10.1016/j.jelekin.2006.08.005>.
- Farina, Dario, Marco Pozzo, Enrico Merlo, Andrea Bottin, and Roberto Merletti. 2004. "Assessment of Average Muscle Fiber Conduction Velocity from Surface EMG Signals during Fatiguing Dynamic Contractions." *IEEE Transactions on Biomedical Engineering* 51 (8): 1383–93. <https://doi.org/10.1109/TBME.2004.827556>.
- Gazzoni, Marco, Dario Farina, and Roberto Merletti. 2004. "A New Method for the Extraction and Classification of Single Motor Unit Action Potentials from Surface EMG Signals." *Journal of Neuroscience Methods* 136 (2): 165–77. <https://doi.org/10.1016/j.jneumeth.2004.01.002>.
- Graham, Ryan B., Erin M. Sadler, and Joan M. Stevenson. 2012. "Local Dynamic Stability of Trunk Movements during the Repetitive Lifting of

- Loads." *Human Movement Science* 31 (3): 592–603.
<https://doi.org/10.1016/j.humov.2011.06.009>.
- Griffith, Lauren E., Harry S. Shannon, Richard P. Wells, Stephen D. Walter, Donald C. Cole, Pierre Côté, John Frank, Sheilah Hogg-Johnson, and Lacey E. Langlois. 2012. "Individual Participant Data Meta-Analysis of Mechanical Workplace Risk Factors and Low Back Pain." *American Journal of Public Health* 102 (2): 309–18.
<https://doi.org/10.2105/AJPH.2011.300343>.
- Howard, Ninica, and Darrin Adams. 2017. "Work-Related Musculoskeletal Disorders of the Back, Upper Extremity and Knee in Washington State, 2006-2015 - All Washington Industries," no. 40: 2006–15.
www.lni.wa.gov/Safety/Research.
- Huebner, Agnes, Bernd Faenger, Philipp Schenk, Hans Christoph Scholle, and Christoph Anders. 2015. "Alteration of Surface EMG Amplitude Levels of Five Major Trunk Muscles by Defined Electrode Location Displacement." *Journal of Electromyography and Kinesiology* 25 (2): 214–23.
<https://doi.org/10.1016/j.jelekin.2014.11.008>.
- Laevo B.V. n.d. *User Manual Laevo 2.5, Delft, The Netherlands, Manual*.
- Lavender, Steven A., Pei Ling Ko, and Carolyn M. Sommerich. 2013. "Biomechanical Evaluation of the Eco-Pick Lift Assist: A Device Designed to Facilitate Product Selection Tasks in Distribution Centers." *Applied Ergonomics* 44 (2): 230–36. <https://doi.org/10.1016/j.apergo.2012.07.006>.
- Lee, Heedon, Wansoo Kim, Jungsoo Han, and Changsoo Han. 2012. "The Technical Trend of the Exoskeleton Robot System for Human Power Assistance." *International Journal of Precision Engineering and Manufacturing* 13 (8): 1491–97. <https://doi.org/10.1007/s12541-012-0197-x>.
- Looze, Michiel P. de, Tim Bosch, Frank Krause, Konrad S. Stadler, and Leonard W. O'Sullivan. 2015. "Exoskeletons for Industrial Application and Their Potential Effects on Physical Work Load." *Ergonomics* 0139 (5): 1–11.
<https://doi.org/10.1080/00140139.2015.1081988>.
- Merletti, Roberto, Aleš Holobar, and Dario Farina. 2008. "Analysis of Motor Units with High-Density Surface Electromyography." *Journal of Electromyography and Kinesiology* 18 (6): 879–90.
<https://doi.org/10.1016/j.jelekin.2008.09.002>.

- Nooij, R. De, L. A C Kallenberg, and H. J. Hermens. 2009. "Evaluating the Effect of Electrode Location on Surface EMG Amplitude of the m. Erector Spinae p. Longissimus Dorsi." *Journal of Electromyography and Kinesiology* 19 (4): e257–66. <https://doi.org/10.1016/j.jelekin.2008.03.013>.
- Sultan-Taieb, Hélène, Annick Parent-Lamarche, Aurélie Gaillard, Susan Stock, Nektaria Nicolakakis, Quan Nha Hong, Michel Vezina, Youssouph Coulibaly, Nicole Vézina, and Diane Berthelette. 2017. "Economic Evaluations of Ergonomic Interventions Preventing Work-Related Musculoskeletal Disorders: A Systematic Review of Organizational-Level Interventions." *BMC Public Health* 17 (1): 935. <https://doi.org/10.1186/s12889-017-4935-y>.
- Ulrey, Brent L., and Fadi A. Fathallah. 2013. "Subject-Specific, Whole-Body Models of the Stooped Posture with a Personal Weight Transfer Device." *Journal of Electromyography and Kinesiology* 23 (1): 206–15. <https://doi.org/10.1016/j.jelekin.2012.08.016>.
- Vinti, Maria, Jean Michel Gracies, Marco Gazzoni, and Taian Vieira. 2018. "Localised Sampling of Myoelectric Activity May Provide Biased Estimates of Cocontraction for Gastrocnemius Though Not for Soleus and Tibialis Anterior Muscles." *Journal of Electromyography and Kinesiology* 38 (June 2017): 34–43. <https://doi.org/10.1016/j.jelekin.2017.11.003>.
- Weston, Eric B., Mina Alizadeh, Gregory G. Knapik, Xueke Wang, and William S. Marras. 2018. "Biomechanical Evaluation of Exoskeleton Use on Loading of the Lumbar Spine." *Applied Ergonomics* 68 (November 2017): 101–8. <https://doi.org/10.1016/j.apergo.2017.11.006>.
- Whitfield, Brett H., Patrick A. Costigan, Joan M. Stevenson, and Catherine L. Smallman. 2014. "Effect of an On-Body Ergonomic Aid on Oxygen Consumption during a Repetitive Lifting Task." *International Journal of Industrial Ergonomics* 44 (1): 39–44. <https://doi.org/10.1016/j.ergon.2013.10.002>.

SITOGRAFIA:

Sito Internet Laevo: <http://en.laevo.nl>