

**UNIVERSITÀ DEGLI STUDI DI PADOVA**

Dipartimento di Medicina

Corso di Laurea Magistrale in Scienze e Tecniche dell'Attività Motoria

Preventiva e Adattata

Tesi di Laurea Magistrale

**Esoscheletro e corpo libero: differenze fra attivazione muscolare e  
forza espresse durante un gesto specifico**

Relatore: Dott. Gobbo Stefano

Correlatore: Dott. Pavan Davide

Laureando: Sonzogni Federico

N° di matricola: 2082966

Anno Accademico 2023/2024



## INDICE

<b>1) ABSTRACT .....</b>	<b>3</b>
<b>2) INTRODUZIONE .....</b>	<b>6</b>
<b><i>CAPITOLO 1: PATOL. MUSCOLOSCELETRICHE</i></b>	<b>6</b>
<i>1.1 Definizione .....</i>	<i>6</i>
<i>1.2. Lombalgia .....</i>	<i>8</i>
<b><i>CAPITOLO 2: ESOSCHELETRO.....</i></b>	<b>10</b>
<i>2.1 Introduzione .....</i>	<i>10</i>
<i>2.2 Definizione .....</i>	<i>11</i>
<i>2.3 Tipologie di esoscheletro .....</i>	<i>12</i>
<i>2.3.1 Esoscheletro passivo.....</i>	<i>13</i>
<i>2.3.2 Esoscheletro attivo.....</i>	<i>13</i>
<i>2.3.3 Esoscheletro semi-attivo .....</i>	<i>13</i>
<i>2.3.4 Esoscheletro e LBP .....</i>	<i>14</i>
<b><i>CAPITOLO 3: SCOPO DELLO STUDIO .....</i></b>	<b>15</b>
<b>3) MATERIALI E METODI .....</b>	<b>16</b>
<i>3.1 Disegno sperimentale.....</i>	<i>16</i>
<i>3.2 Soggetti.....</i>	<i>18</i>
<i>3.3 Materiali.....</i>	<i>20</i>
<i>3.3.1 Trigno Wireless Biofeedback System .....</i>	<i>20</i>

3.3.2 <i>Trigno Discover V1.7.0</i> .....	21
3.3.3 <i>Sensori</i> .....	21
3.3.4 <i>Applicazione sensori</i> .....	23
3.3.5 <i>Elettromiografia</i> .....	24
3.3.6 <i>Laevo V2.6</i> .....	25
3.3.7 <i>Analisi statistica</i> .....	25
<b>4) RISULTATI</b> .....	<b>27</b>
<b>5) DISCUSSIONE</b> .....	<b>33</b>
<b>6) CONCLUSIONI</b> .....	<b>36</b>
<b>7) BIBLIOGRAFIA</b> .....	<b>37</b>

# 1) ABSTRACT

Con il termine patologie muscoloscheletriche lavoro correlate (work-related musculoskeletal disorders o WMSDs) ci si riferisce ad un ampio ventaglio di malattie infiammatorie o degenerative a carico dei tessuti corporei quali tendini, muscoli, legamenti, nervi, vasi, ossa e tessuti molli che causano dolore e disagio nei lavoratori con ripercussioni anche nelle attività della vita quotidiana.

Una delle principali MSD è la Lombalgia o Low Back Pain (LBP) che è definita come dolore, tensione muscolare e/o rigidità localizzati tra il margine inferiore dell'arcata costale e le pieghe glutee, con o senza dolore irradiato all'arto inferiore.

Soprattutto nel settore industriale si sono sviluppate apparecchiature ergonomiche, come l'esoscheletro, che permettono di ridurre il carico nella zona lombare e migliorare il benessere dei lavoratori.

Lo scopo di questo studio è verificare e confrontare le differenze nell'attivazione muscolare e nella forza espressa (Kg) in 10 soggetti di sesso maschile durante l'esecuzione di una tirata isometrica con e senza esoscheletro passivo, rilevate tramite elettromiografia di superficie e l'uso di una cella di carico.

I risultati di questo studio hanno dimostrato che non vi è differenza significativa sia nella forza espressa sia nell'attivazione muscolare tra l'utilizzo dell'esoscheletro e a corpo libero.

Eventuali test futuri dovrebbero valutare i parametri di forza e attivazione muscolare in condizioni diverse da quelle di isometria con il supporto esterno dell'esoscheletro passivo e inoltre, dovrebbero essere effettuati su un numero più consistente di soggetti nel proprio ambiente lavorativo, al fine di ottenere dati più consistenti e oggettivi per ogni tipologia di gesto svolto.

# 1) ABSTRACT

The term work-related musculoskeletal disorders (WMSDs) refers to a wide range of inflammatory or degenerative diseases affecting body tissues such as tendons, muscles, ligaments, nerves, vessels, bones and soft tissues that cause pain and discomfort in workers with repercussions even in activities of daily living.

One of the main MSDs is Low Back Pain (LBP) which is defined as pain, muscle tension and/or stiffness localized between the lower edge of the costal arch and the gluteal folds, with or without radiating pain to the lower limb.

Especially in the industrial sector, ergonomic equipment, such as the exoskeleton, has been developed to reduce the load in the lower back and improve the well-being of workers.

The aim of this study is to verify and compare differences in muscle activation and expressed force (Kg) in 10 male subjects while performing an isometric pull-up with and without a passive exoskeleton, detected by surface electromyography and the use of a load cell.

The results of this study showed that there was no significant difference in both force expressed and muscle activation between using the exoskeleton and free-body.

Any future tests should evaluate the parameters of muscle strength and activation under conditions other than isometry with the external support of the passive exoskeleton, and in addition, should be performed on a larger number of subjects in their own work environment in order to obtain more consistent and objective data for each type of gesture performed.



## 2) INTRODUZIONE

### CAPITOLO 1: PATOLOGIE MUSCOLOSCELETRICHE

#### *1.1 Definizione*

Con il termine patologie muscoloscheletriche lavoro correlate (work-related musculoskeletal disorders o WMSDs) ci si riferisce ad un ampio ventaglio di malattie infiammatorie o degenerative a carico dei tessuti corporei quali tendini, muscoli, legamenti, nervi, vasi, ossa e tessuti molli che causano dolore e disagio nei lavoratori <sup>1</sup>.

Il termine “lavoro correlate” indica che le patologie sono causate o peggiorate dalle attività praticate durante l’attività lavorativa e/o dall’ambiente lavorativo stesso <sup>2</sup>. Non si includono quindi i disordini causati nel contesto extra-lavorativo: cadute, scivolamenti, incidenti automobilistici o simili <sup>3</sup>.

Secondo l’Organizzazione mondiale della sanità (OMS) le patologie muscoloscheletriche (MSD) sono le principali e più comuni problematiche che causano una riduzione del benessere della persona con ripercussioni anche nelle attività della vita quotidiana <sup>4</sup> e la loro incidenza è aumentata nel corso degli anni. Dati del secolo scorso mostrano come ci sia un drastico aumento nel numero di lavoratori aventi una MSD, come indicano i dati del Bureau of Labor Statistics del US Department of Labor (BLS), dove la percentuale è passata dal 18% nel 1982 al 65% nel 1998 <sup>5</sup>. Dati più recenti della UE Labour Force Survey (LFS), facenti riferimento a 27 paesi dell’Unione Europea mostrano che la percentuale è aumentata dal 54,2% (2007) al 60,1% (2020) in soggetti di età compresa tra i 15 e i 64 anni <sup>6</sup>. Altri dati epidemiologici indicano come la prevalenza delle MSD relative agli arti superiori (collo, spalle, braccio, gomito, avambraccio, mano, dita) sia aumentata dal 30% nel 1966 al 47% nel 2004, con una prevalenza a 12 mesi che sale dal 12% al 41% <sup>7</sup>.

L’incremento significativo nel numero di soggetti aventi una MSD sembra essere dovuto anche alle postazioni di lavoro non adattate al processo di modernizzazione



dei macchinari <sup>4</sup> e quindi al fatto che ai lavoratori vengano richiesti movimenti ripetitivi rapidi e ritmici per un numero elevato di ore <sup>8</sup>. Inoltre, questo aumento di casi ha come conseguenza negativa un aumento dell'assenteismo dal lavoro (approssimativamente un terzo dei giorni totali di assenza <sup>3</sup>), la riduzione della produttività lavorativa e una perdita economica sia individuale sia di comunità <sup>1</sup>.

L'eziologia delle WMSDs è complessa, multifattoriale e include diversi fattori di rischio che possono portarne allo sviluppo e all'esacerbazione. Si distinguono in occupazionali (relativi all'ambiente di lavoro e alle mansioni) e non occupazionali.

Tra i fattori di rischio occupazionali troviamo <sup>9</sup>:

- uso eccessivo di forza,
- movimenti ripetitivi,
- posture statiche prolungate sia da seduti sia da posizione ortostatica,
- posture incongrue durante il movimento dinamico,
- vibrazioni,
- basse temperature,
- una combinazione dei fattori di rischio sopra elencati,
- tipologia e numero di ore di lavoro <sup>10</sup>.

Tra i fattori di rischio non occupazionali troviamo invece <sup>5</sup>:

- età,
- sesso femminile,
- ridotto numero di ore di riposo,
- patologie pre-esistenti,
- BMI (body mass index),
- diabete,
- tiroiditi,
- storia clinica di disordini a carico della muscolatura,
- etnia <sup>10</sup>,
- fattori socio-culturali <sup>10</sup>,
- norme che garantiscono la sicurezza <sup>10</sup>.

Inoltre, una MSD può essere classificata come: specifica o non specifica. Nel primo caso vi è presenza di un segno clinico del disturbo mentre nel secondo caso c'è dolore senza la presenza di segni.

Per ridurre l'incidenza delle WRMSD è fondamentale l'intervento ergonomico in ambiente di lavoro che consiste nell'eliminazione delle cause che possono scatenare una qualsiasi problematica lavoro-correlata, nel miglioramento del benessere della persona (ad es. pulizia della postazione di lavoro), nel proporre training formativi preventivi che si focalizzano sul come effettuare i movimenti richiesti dalla specifica mansione in maniera corretta, il tutto finalizzato anche a ridurre le ore di assenteismo dal lavoro.

La riduzione dell'incidenza delle WRMSD passa anche attraverso lo screening e la diagnosi della problematica lavoro-correlata al fine di garantirne il corretto approccio terapeutico e la pratica di esercizio fisico personalizzato per ridurre la sintomatologia e il rischio peggioramento delle stesse <sup>4</sup>.

## ***1.2. Lombalgia***

Una delle principali MSD è la Lombalgia <sup>5</sup> o Low Back Pain (LBP).

La lombalgia è uno dei disordini più frequenti a livello mondiale ed è definita come “dolore, tensione muscolare e/o rigidità localizzati tra il margine inferiore dell'arcata costale e le pieghe glutee, con o senza dolore irradiato all'arto inferiore” <sup>11</sup> (Figura 1).



*Figura 1: Immagine del rachide (vista posteriore). In evidenza (rosso) la zona lombare (vertebre da L1 a L5), sede del dolore. Tratto da: <https://images.app.goo.gl/ycXXGdgxZHA65HhPA>*

Il LBP viene definito acuto se la durata del dolore è inferiore alle 6 settimane, sub-acuto tra le 6 e le 12 settimane e cronico se il dolore persiste oltre le 12 settimane<sup>12</sup>.

Nel settore industriale, caratterizzato dalla più alta richiesta di movimenti e attività manuali rispetto agli altri settori lavorativi, c'è una maggior predisposizione e rischio di sviluppare LBP<sup>13</sup>. Studi epidemiologici riportati da Vos. T. et Al e ripresi da Pesenti M. et Al dimostrano come vi sia stato un aumento del 18,6% dal 2005 al 2015 nella prevalenza di LBP tanto da essere la causa principale di disabilità nel 2015<sup>14</sup>. Dati esposti dall'istituto nazionale francese per la sicurezza e la ricerca sulla prevenzione degli infortuni e malattie occupazionali (INRS) indicano che il LBP è la causa del 20% degli incidenti lavorativi. Tali dati corrisponderebbero a circa 11.5 milioni di ore di lavoro perse all'anno<sup>15</sup>.

I fattori di rischio per lo sviluppo di LBP sono<sup>16</sup>:

- sesso femminile,
- età,
- stile di vita sedentario,
- attività fisica eccessiva,
- fumo,
- obesità,
- sovraccarichi,
- fattori psicosociali,
- fattori socioeconomici.

LBP può essere classificato e/o distinto in: non specifico o specifico

Il LBP è definito non specifico quando non si conoscono le cause che generano dolore, sono le più frequenti (90-95% dei casi), con una prevalenza del 18%<sup>11</sup>.

Tra le possibili cause lavorative troviamo: sollevamenti frequenti, eccessive flessioni del busto, vibrazioni, posture prolungate (sia in ortostatismo sia da posizione seduta)<sup>11</sup> e torsioni<sup>13</sup>.

Si definisce LBP specifico invece quando è caratterizzato dalla presenza di dolore associato a cause ben definite, come: tumore, osteoporosi, stenosi del canale spinale, fratture da compressione, deformità della colonna, radiculopatie, cauda equina e infezioni<sup>16</sup>.

Dal punto di vista terapeutico le linee guida cliniche raccomandano un intervento iniziale di tipo non farmacologico e non invasivo volto a<sup>17</sup>:

- evitare l'eccessivo allettamento,
- mantenimento di uno stile di vita attivo,
- pratica di regolare esercizio fisico (evitarlo nelle fasi acute),
- programma riabilitativo con l'uso di una terapia manuale (massaggi).

## ***CAPITOLO 2: ESOSCHELETRO***

### ***2.1 Introduzione***

Qualsiasi tipologia di attività lavorativa presenta dei rischi per lo sviluppo di una WMSD. La disciplina che studia e valuta i rischi correlati al lavoro è l'ergonomia, che l'International Ergonomic Association (EIA) definisce come: disciplina scientifica che si occupa di comprendere l'interazione tra uomo-elementi del sistema, la professione alla quale applicarle i principi, dati, metodiche di applicazione, al fine di garantire il benessere degli individui<sup>18</sup>. L'EIA è un'associazione internazionale di organizzazioni operanti nel settore dell'ergonomia al fine di migliorare la qualità di vita nel maggior numero di settori possibili.

Soprattutto nel settore industriale, caratterizzato dalla più alta frequenza di infortuni e MSD poiché i compiti lavorativi manuali (sollevare pesi, posture incongrue, lavori ripetitivi, carico-scarico) richiedono un alto consumo energetico per un numero elevato di ore, si sono sviluppate apparecchiature ergonomiche, come l'esoscheletro, che permettono di ridurre il carico di lavoro nelle attività e migliorare il benessere dei lavoratori<sup>19</sup>.

## 2.2 Definizione

Il primo esoscheletro utilizzato per la movimentazione antropometrica (la semplice camminata) risale al 1969 (Figura 2). Venne costruito nell'Istituto Mihailo Pupin di Belgrado (Serbia) sotto la guida del ricercatore Vukobratovic. Questa strumentazione ha gettato le basi per la progettazione di esoscheletri atti ad aiutare persone paraplegiche <sup>20</sup>.

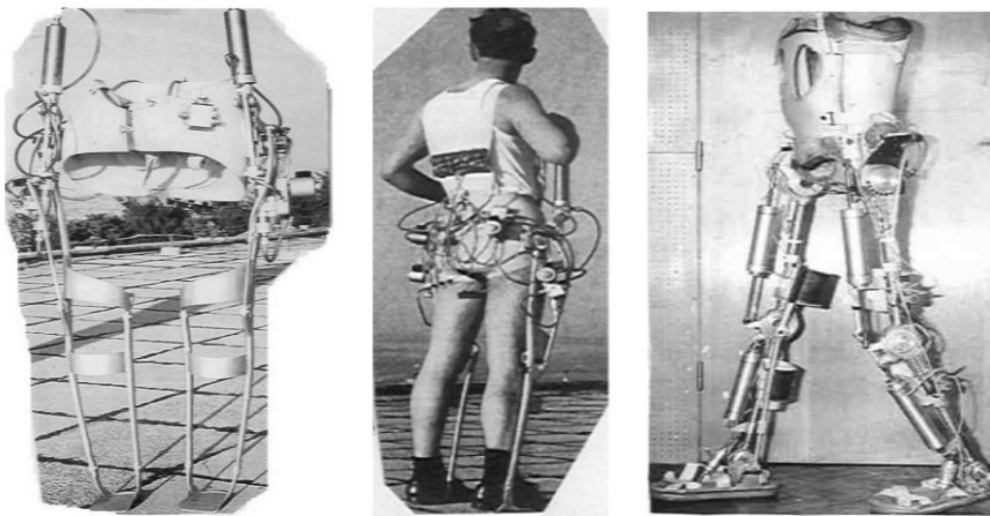


Figura 2: Immagini del primo esoscheletro usato per movimentazione degli arti (1969). Tratto da: Vukobratovic M. (2007) <sup>20</sup>.

Nel corso dei decenni successivi e soprattutto negli ultimi decenni, la robotica, la ricerca e la tecnologia hanno permesso la costruzione di dispositivi sempre più complessi e utili nei più svariati ambiti come quello medico, militare o lavorativo <sup>21</sup>.

Sono stati svolti molti studi per validare l'efficacia della strumentazione ed il design più adatto alla conformazione della persona e la tipologia di attività lavorativa svolta con il fine di ridurre la possibilità di sviluppare affaticamento, WMSDs ed infortuni <sup>22</sup>.

L'esoscheletro è un apparecchio robotico indossato dalla persona che garantisce un aiuto esterno sinergico alla muscolatura durante un movimento. Basa il suo

funzionamento sul trasferimento dell'energia meccanica generata dall'apparecchiatura al corpo. L'esoscheletro consente di ridurre il carico sulle articolazioni e sulla muscolatura<sup>23</sup> (riduzione attivazione muscolare<sup>24</sup>) e aiuta a mantenere la postura corretta<sup>19</sup> durante le attività lavorative richieste. Looze et al (2016) affermano che tale apparecchiatura ha il potenziale per ridurre in modo significativo i fattori di rischio sottostanti alle MSDs<sup>15</sup>.

### 2.3 Tipologie di esoscheletro

Le tipologie o design di esoscheletro si possono dividere in base ai segmenti corporei che supportano<sup>19</sup>:

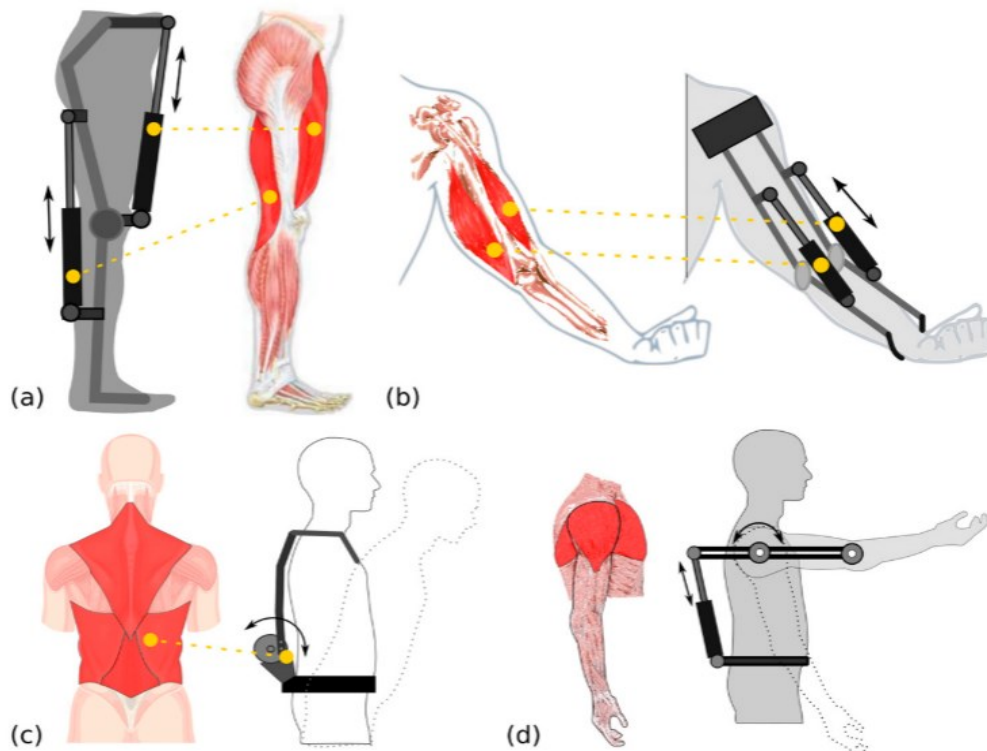


Figura 3: schema di assistenza nel movimento per (a) gambe, (b) braccia, (c) schiena e (d) spalle. Tratto da: *Exoskeleton: Contribution to Occupational Health and Safety*<sup>19</sup>.

e in base al loro metodo di funzionamento<sup>2</sup> (Figura 3):

- Passivo

- Attivo
- Semi-attivo

### ***2.3.1 Esoscheletro passivo***

L'esoscheletro passivo è il più studiato<sup>23</sup> e utilizzato nel settore industriale, in quanto ha un costo inferiore ed è più comodo di quello attivo ma non è molto versatile e permette di assistere i lavoratori solo in uno specifico movimento<sup>13</sup>. Questa tipologia di apparecchiatura non presenta alimentazione esterna e/o attuatori e viene attivato dal movimento della persona. La struttura meccanica è collegata agli arti della persona tramite degli elastici o molle, i quali immagazzinano energia durante un movimento per poi liberarla nel tempo aiutando la persona a mantenere o raggiungere una determinata postura<sup>19</sup>.

### ***2.3.2 Esoscheletro attivo***

L'esoscheletro attivo è dotato di un proprio motore che alimenta tramite energia elettrica degli attuatori (pneumatici e idraulici), i quali guidano e supportano i movimenti del soggetto durante un qualsiasi compito<sup>19</sup> lungo tutti i gradi di libertà consentiti dall'articolazione<sup>13</sup>. I tipi di attuatori più utilizzati sono i motori elettrici in quanto più efficienti. Inoltre, è più pesante, più costoso e più complesso rispetto a quello passivo<sup>13</sup>.

### ***2.3.3 Esoscheletro semi-attivo***

L'esoscheletro semi-attivo richiede energia elettrica per funzionare (come quello attivo) e guidare i movimenti dei soggetti. Inoltre, permette il recupero della posizione degli arti tramite meccanismi basati su molle e le proprietà elastiche del materiale<sup>19</sup>.

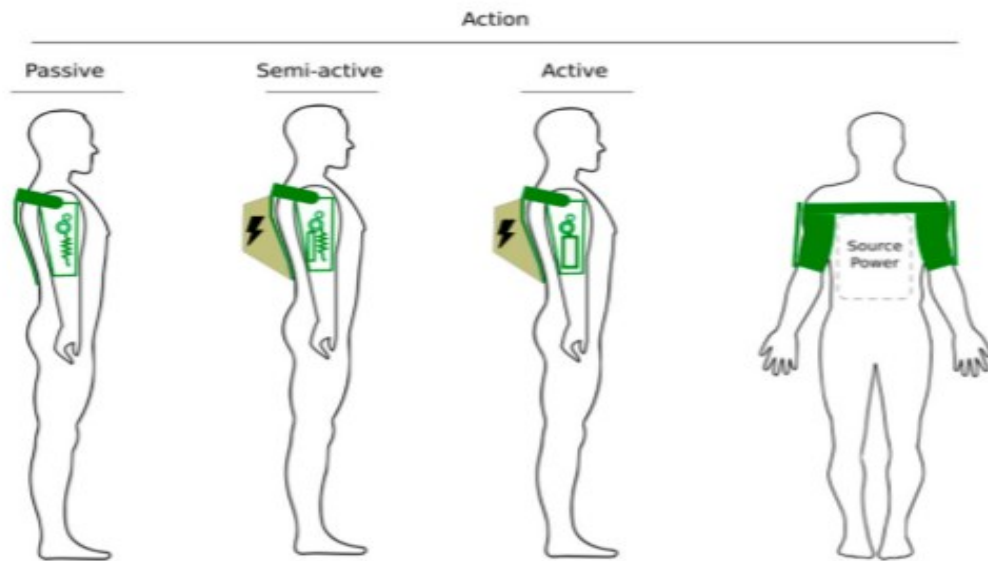


Figura 4: Immagine delle differenze tra esoscheletro passivo, semi-attivo e attivo. Tratto da: *Exoskeleton: Contribution to Occupational Health and Safety* <sup>19</sup>.

## 2.4 Esoscheletro e LBP

Gli esoscheletri per la zona lombare (Low back Exoskeleton) sono stati sviluppati per ridurre le forze di compressione e di torsione a carico delle vertebre lombari (L5-S1) <sup>13</sup> nei lavoratori che eseguono movimenti di flesso-estensione del tronco durante un sollevamento dinamico <sup>15</sup> e/o un'attività statiche <sup>2</sup>. Inoltre, ha la funzione di aiutare il movimento contro gravità <sup>25</sup>.

Un gran numero di studi ha preso in esame l'utilizzo di esoscheletri passivi, riscontrando una riduzione nell'attività muscolare durante diversi compiti <sup>26-25</sup>. Koopman A. et 2020 hanno riscontrato una riduzione del 10-40% durante attività statiche mantenute nel tempo. Inoltre, nei movimenti di sollevamento dinamico (flessione in avanti del tronco) si è riscontrato un momento maggiore a livello dell'ultima vertebra lombare e la prima sacrale (L5-S1), pari a 250 Nm (sollevando 15 Kg) rispetto ad eseguire lo stesso movimento senza il peso (120 Nm) <sup>25</sup>. Dati simili sono stati osservati nella meta-analisi di Looze et al (2016), dove l'attività muscolare si riduceva del 40% indossando l'esoscheletro passivo e del 80% indossando quello attivo <sup>27</sup>.



Pesenti et al (2021) affermano che gli esoscheletri passivi sono maggiormente adeguati nei compiti che non richiedono un grande dispendio energetico mentre quelli attivi sono preferibili nei compiti che richiedono un grande sforzo fisico. Inoltre, quelli attivi hanno il vantaggio di poter essere attivati e spenti, in modo da modulare l'assistenza per le diverse tipologie di attività <sup>2</sup>.

Govaerts R. et al analogamente a Pesenti et al giudicando più idoneo l'utilizzo di un esoscheletro passivo rispetto all'utilizzo di uno attivo durante lo svolgimento di attività statiche. Inoltre, Govaerts afferma che le differenze meccaniche e i diversi materiali utilizzati tra esoscheletri dello stesso tipo (passivi) e attivi influenzino in modo diverso:

- Performance lavorativa
- Discomfort percepito durante le attività
- Difficoltà nel movimento
- Cammino

Entrambi gli esoscheletri sono efficaci nel ridurre il sovraccarico a livello lombare, ma per massimizzarne l'utilizzo sembrerebbe fondamentale adattare la tipologia di esoscheletro al lavoro svolto e alla persona (personalizzato), in modo da ridurre gli effetti negativi <sup>28</sup>.

### ***CAPITOLO 3: SCOPO DELLO STUDIO***

Lo scopo di questo studio è verificare e confrontare le differenze nell'attivazione muscolare e la forza espressa (Kg) durante l'esecuzione di una tirata isometrica con e senza esoscheletro passivo, rilevate tramite elettromiografia di superficie e l'uso di una cella di carico.

## 3) MATERIALI E METODI

### 3.1 Disegno sperimentale

Tutti i soggetti coinvolti hanno firmato il consenso informato per fare parte di questo studio, precedentemente approvato dal comitato etico locale.

Le misurazioni sono state rilevate nell'arco di una settimana (dal 10 al 14 Giugno 2024) presso la struttura di Gymhub S.r.l. (Spin-off dell'università di Padova) di Padova (Italia).

Nell'esperimento sono stati coinvolti 10 soggetti maschi, ai quali è stato chiesto di effettuare delle tirate isometriche in due condizioni: a corpo libero (senza alcun tipo di dispositivo di assistenza (No.Exo) e con l'uso di un esoscheletro passivo (Exo) (Figura 5). Inoltre, prima dello svolgimento delle prove, sono stati applicati sulla cute degli elettrodi per misurare l'attività elettrica muscolare. Gli elettrodi hanno registrato i dati per tutta la durata delle prove fino al termine dell'esperimento.

L'esperimento prevedeva un iniziale riscaldamento su bike della durata di 5 minuti. Successivamente ai soggetti è stato chiesto di svolgere la tirata isometrica, che prevedeva di:

- I. Posizionarsi sopra una piastra a pavimento
- II. Impugnare la sbarra (vincolata alla piastra tramite una catena) con entrambe le mani
- III. Posizionarsi in posizione accovacciata (semi-squat)
- IV. Eseguire uno sforzo massimale cercando di tirare la sbarra verso l'alto, facendo attenzione a non incurvare la schiena e mantenendo le braccia distese

Tale gesto è stato eseguito in totale 6 volte: 3 volte a corpo libero e 3 volte con l'utilizzo dell'esoscheletro passivo Laevo V2.6. L'ordine delle due modalità di esecuzione è stato randomizzato. Tra le prove era previsto un tempo di recupero della durata di 1 minuto e tra le condizioni sperimentali era previsto un tempo di wash-out di 8 minuti.

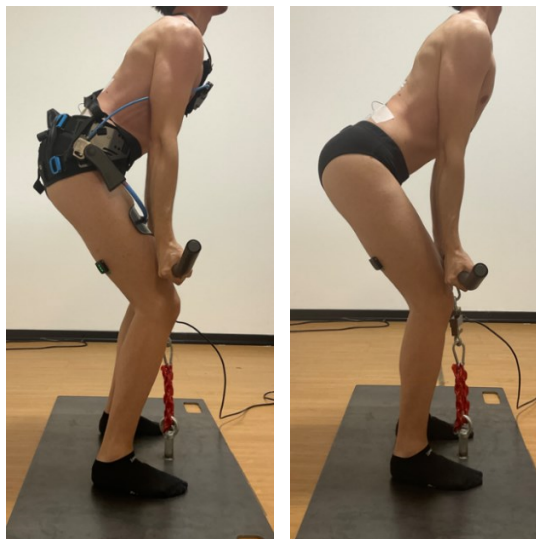
Per misurare la forza espressa dai soggetti durante il gesto è stato utilizzato un dinamometro, posizionato tra la sbarra e la catena (vincolata alla piastra tramite un gancio).

Per la valutazione dell'attività elettrica muscolare durante le varie prove si sono utilizzati i sensori Trigno (v. sezione "Sensori"). Il posizionamento di tale strumentazione è avvenuto prima delle tirate isometriche, sulla cute detersa, sopra il ventre muscolare di interesse. Tutti i sensori, tranne quelli che misuravano l'attivazione muscolare dell'obliquo esterno destro, sono stati posizionati in modo simmetrico su entrambi gli emilati del corpo. Non è stata acquisita la registrazione del muscolo obliquo esterno di sinistra per evitare di registrare l'attività elettrica cardiaca che poteva interferire con le misurazioni.

Si sono registrati i dati di attivazione muscolare di:

- Muscolo Bicipite femorale dx e sx
- Muscolo Multifido dx e sx
- Muscolo Lunghissimo del dorso dx e sx
- Muscolo Addominale obliquo esterno dx

Una volta concluse le prove i sensori sono stati rimossi.



*Figura 5: Esecuzione del gesto con Exo (sx) e a corpo libero (dx).*

### *3.2 Soggetti*

Lo studio è stato svolto su dieci soggetti, reputati idonei all'esperimento dopo l'accertamento dei criteri di inclusione (Tabella 1) e aver raccolto i loro principali parametri antropometrici (Tabella 2).

Età inferiore ai 18 anni
Assenza di Low Back Pain
Assenza di patologie croniche
Assenza di infortuni al momento delle prove

*Tabella 1: Criteri di inclusione per la selezione dei soggetti*

Soggetto	Genere	Età	Peso (Kg)	Altezza (m)	BMI (Kg/m <sup>2</sup> )
1	M	25	84	1,84	24,81
2	M	25	90	1,78	28,40
3	M	27	68	1,67	24,38
4	M	31	73	1,76	23,57
5	M	21	71	1,85	20,74
6	M	22	78	1,78	24,61
7	M	20	67	1,71	22,91
8	M	21	73	1,85	21,33
9	M	21	86	1,94	22,85
10	M	23	60	1,74	19,82
MEDIA	10/10 M	23,6	75	1,79	23,34
DS		3,44	9,14	0,07	2,45

*Tabella 2: sono indicati i valori medi e deviazione standard (DS) per età, peso (Kg) e indice di massa corporea (BMI, Kg/m<sup>2</sup>)*

### 3.3 Materiali

#### 3.3.1 Trigno Wireless Biofeedback System

Il sistema di biofeedback wireless Trigno è una strumentazione progettata dalla Delsys (Boston, USA), una delle società leader nel settore della strumentazione elettromiografica. Il sistema Trigno permette di rilevare in maniera affidabile il segnale elettromiografico (EMG).

Il sistema trasmette i segnali dai sensori Trigno attivi verso una stazione base ricevente che a sua volta li trasferisce al software presente sul PC, utilizzando un protocollo wireless che garantisce la sincronizzazione nel tempo dei segnali, in modo da garantire la minima latenza dei dati provenienti dai sensori.

Il sistema Trigno è composto principalmente da:

- Trigno Discover: software di acquisizione
- Postazione di ricarica
- Sensori wireless
- Base ricevente



*Figura 6: immagine del sistema Trigno. Da sinistra a destra: base ricevente, software di acquisizione e postazione di ricarica con i sensori*

### ***3.3.2 Trigno Discover V1.7.0***

Il software Trigno permette di acquisire, osservare e salvare i dati relativi all'attività elettrica muscolare (EMG), al movimento dinamico del segmento corporeo di interesse (unità di misurazione inerziale IMU), trasmessi dai sensori (fino ad un massimo di 32) durante i compiti richiesti.

Dal programma è possibile avere un'anteprima dei segnali provenienti dai sensori e avviare/fermare la registrazione dei dati durante una qualsiasi prova di misurazione. Inoltre, è possibile creare, nominare e salvare file per acquisizioni diverse, per diversi soggetti. Il programma permette di associare il numero univoco (ID) del sensore attivo al software di registrazione, con possibilità di modificarne anche il nome. Infine, permette di modificare le caratteristiche di rilevazione di ciascun sensore (mV e/o Hz).

### ***3.3.3 Sensori***

Tutti i sensori Trigno utilizzati (Avanti, Duo) sono forniti di una batteria ricaricabile interna sigillata ai polimeri di litio. Le batterie sono ricaricate tramite una postazione base, dotata di 16 tasche dove poter inserire i sensori. Una ricarica completa richiede generalmente circa tre ore, ma può variare a seconda dell'età della batteria, della cronologia di utilizzo e di particolari condizioni di carica. La durata della batteria dei sensori varia dalle 2 alle 6 ore.

La freccia a led presente sui sensori se illuminata di giallo indica che sta avvenendo la ricarica mentre se di colore verde indica il completamento della ricarica.

I sensori per essere attivati devono essere rimossi dalla propria tasca e messi fisicamente a contatto con il pannello di sblocco elettromagnetico presente sulla stazione di ricarica. Per spegnere i sensori è sufficiente inserirli nella tasca di ricarica.

## Sensore Trigno Avanti e Trigno Duo

I sensori utilizzati nel presente studio sono dotati di:

- Numero univoco (ID) per l'associazione del sensore al software
- Lunghezza di banda configurabile da 20-450 Hz o 10-850 Hz
- Unità di misurazione inerziale (IMU) a 3 gradi di libertà (Degrees Of Freedom = DOF): accelerometro, giroscopio e magnetometro interni al sensore che permettono di acquisire informazioni del movimento nello spazio del segmento corporeo lungo i tre assi (orizzontale (x), verticale (y) e trasversale (z)) di: accelerazione, rotazione, direzione.
- Range per il rilevamento EMG selezionabile tra 11mV o 22mV
- Interruttore magnetico per l'accensione
- Freccia a led che in base al colore dell'illuminazione indica le attività del sensore



*Figura 7: immagine del sensore Trigno Avanti. Tratto da: manuale Trigno Wireless Biofeedback System (Delsys, USA)*

Il sensore Trigno avanti permette di acquisire i dati di un solo muscolo e di inviarli al software.

Il sensore Trigno Duo (Modello SP-W06-027) rispetto al sensore Trigno Avanti permette di acquisire contemporaneamente i dati EMG dallo stesso o da due muscoli in modo facile e preciso (figura 8).



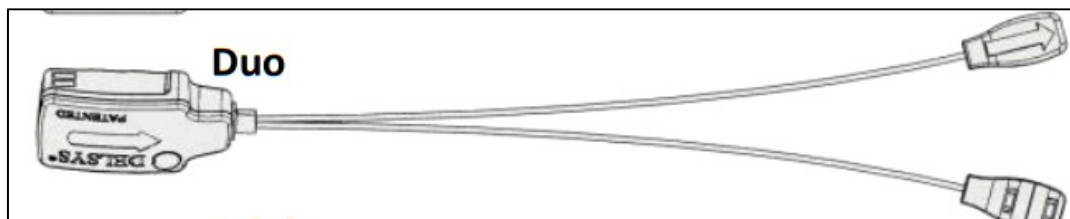


Figura 8: immagine del sensore Trigno Duo. Tratto da: manuale Trigno Wireless Biofeedback System (Delsys, USA)

Questo modello è composto da (figura 9):

- Due teste per il rilevamento EMG da applicare sulla cute, sopra il ventre muscolare di interesse
- Corpo che funge da contatto di riferimento per l'invio dei dati al sistema: posto sul processo spinoso delle vertebre del rachide

Entrambi i componenti sono facilmente attaccati alla pelle tramite adesivi e il verso di applicazione delle teste è parallelo alla direzione delle fibre muscolari.

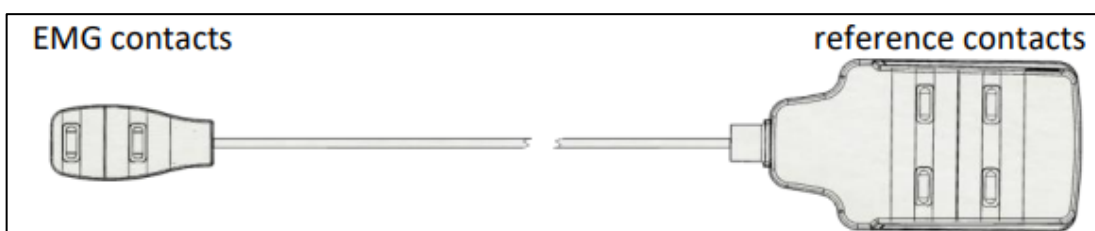


Figura 9: immagine delle componenti dei sensori "Trigno Duo". Tratto da: manuale Trigno Wireless Biofeedback System (Delsys, USA)

### 3.3.4 Applicazione sensori

Per l'esperimento sono stati utilizzati 5 sensori per l'acquisizione dei dati EMG, posti su:

- Muscolo bicipite femorale dx e sx: Trigno Avanti  
Elettrodi posizionati a metà della linea immaginaria che congiunge la tuberosità ischiatica e il condilo laterale del femore.
- Muscolo addominale obliquo esterno dx: Trigno avanti  
Elettrodo posizionato sotto l'ottava costola, inclinato diagonalmente.

- Muscolo Ileo-costale dx e sx: Trigno Duo  
Elettrodi posizionati sulla linea che va dalla spina iliaca postero superiore (SIPS) al punto più basso della costola inferiore gli elettrodi devono essere posizionati 1 dito medialmente, a livello di L2. Nella direzione della linea tra la SIPS e il punto più basso della costola inferiore.
- Muscolo multifido dx e sx: Trigno Duo  
Elettrodi posizionati e allineati con la linea immaginaria tra la punta caudale della SIPS e L1 - L2, a livello del processo spinoso L5 (circa 2 - 3 cm dalla linea mediana).

I sensori sono stati applicati alla cute sopra il ventre muscolare di interesse, in verso parallelo delle fibre muscolari.

### ***3.3.5 Elettromiografia***

Tecnica diagnostica usata per registrare l'attività elettrica legata alla contrazione muscolare. Permette di valutare nel tempo le variazioni qualitative e quantitative dell'attivazione elettrica sia delle singole fibre muscolari sia del muscolo in toto.

Tramite Matlab R2024a ai segnali elettromiografici registrati è stata sottratta la media degli stessi valori, per portare sullo zero il segnale del muscolo a riposo. Successivamente si è applicato un filtro passabanda di 10-450 Hz per rimuovere i rumori a basse e ad alte frequenze. Il segnale in seguito è stato rettificato, ovvero reso unipolare e positivo (tutto il segnale sopra l'asse orizzontale "x"), per il calcolo del Root Mean Square del segnale (valore quadratico medio che riflette la potenza media del segnale, utile in analisi comparative). Infine, è stato applicato un filtro passa-basso di 4Hz per rimuovere le frequenze più alte di tale valore e calcolare la curva di inviluppo del segnale, per avere informazioni sulla media e sui picchi dell'attivazione muscolare.

### **3.3.6 Laevo V2.6**

Esoscheletro passivo dotato di molle interne per la salvaguardia della zona lombare. Il peso è di 2,8-3 Kg. Il suo design è ideato per avvolgere e dare stabilità al bacino, mentre le molle interne permettono di generare un momento positivo nell'articolazione dell'anca durante le flessioni in avanti del tronco. Il modello Laevo V2.6 è dotato di una sola tipologia di resistenza delle molle interne. Inoltre, sia sullo sterno sia sulla parte anteriore prossimale delle cosce è presente un pad che ha lo scopo di migliorare l'indossabilità e la comodità a livello delle spalle e generare forza nell'estensione del bacino. Infine, è possibile regolare l'altezza, la larghezza dell'esoscheletro tramite cinghie (figura 12).



*Figura 10: esoscheletro passivo Laevo V2.6. Tratto da: <https://images.app.goo.gl/TT55o6FZ9tURWbDVA>*

### **3.3.7 Analisi statistica**

Per l'analisi statistica dei dati relativi alla forza è stato utilizzato il programma Prism. I dati delle 60 prove totali sono stati inseriti nella tabella del programma, divisi per soggetto e per le due tipologie di prove (Exo e No.Exo). Per valutare la

normalità della distribuzione campionaria in esame si sono eseguiti i test di Kolmogorov Smirnov e Shapiro Wilk.

Il test di Kolmogorov Smirnov (KS) per un campione consente di capire se un campione proviene da una certa distribuzione ed ha un andamento normale (gaussiano). Si prende la gaussiana avente media e deviazione standard (DS) pari a quella del campione di riferimento e si esegue il test di KS tra il campione e la gaussiana.

Il test di Shapiro Wilk è uno dei test più potenti per la verifica della normalità per piccoli campioni. Per la verifica vengono rapportati due stimatori: uno non parametrico e uno parametrico. Il risultato di tale rapporto ( $W$ ) può assumere valore compreso tra 0 e 1. Quanto più il valore si avvicina all'uno tanto più si assume che ci sia una distribuzione campionaria normale.

Successivamente si è svolto un t-test per campioni appaiati per verificare se la differenza media tra le coppie (Exo e No.Exo) fosse o meno uguale a zero. Infine, è stato realizzato un grafico a barre con media e DS delle due prove (figura 13).

I dati relativi all'elettromiografia dei soggetti sono stati inseriti in Excel, raggruppati per singoli muscoli in modo da essere più facilmente confrontabili. Si sono ricavati media e DS dei picchi di attivazione muscolare (envelope) per tipologia di condizione (Exo e No.Exo). Successivamente è stato eseguito un t-test sia tra i picchi di attivazione muscolare (peak Exo e peak No.Exo) sia tra i valori di root mean square (RMS) nei singoli muscoli.

Infine, è stato realizzato un istogramma riguardante tutta la muscolatura analizzata comprendente media e DS sia per i picchi di involuppo (figura 13) sia per i valori di RMS (figura 14) di ogni singolo muscolo analizzato.

## 4) RISULTATI

I dieci soggetti hanno completato le prove senza complicazioni.

I risultati relativi alla forza espressa (Kg) dai soggetti durante le prove sono riportati nella tabella seguente:

SOGG	PROVA	No.exo (Kg)	Exo (Kg)
1	1	152.8	214.7
1	2	206.3	193.4
1	3	186.7	176.5
2	1	184.0	165.1
2	2	156.2	117.6
2	3	128.0	115.8
3	1	137.7	145.2
3	2	149.5	123.6
3	3	156.8	127.3
4	1	144.6	150.3
4	2	158.8	133.0
4	3	159.7	149.1
5	1	177.0	169.8
5	2	193.8	153.0
5	3	153.0	175.6
6	1	143.0	137.5
6	2	112.4	107.6
6	3	151.1	107.5
7	1	132.7	150.6
7	2	135.9	136.0
7	3	146.3	115.3
8	1	187.5	182.0

8	2	197.8	210.5
8	3	208.2	223.5
9	1	197.6	193.0
9	2	178.7	200.6
9	3	151.1	217.1
10	1	109.9	126.3
10	2	132.9	104.0
10	3	120.0	104.0
MEDIA	-	158.9	154.2
DS	-	27.7	37.2

*Tabella 3:Kg sollevati dai soggetti a corpo libero (No.Exo) e con l'utilizzo dell'esoscheletro Laevo V2.6 (Exo). Sono inoltre riportate media e deviazione standard (DS) per le rispettive modalità.*

I dati riguardanti la forza sono stati suddivisi per tipologia di esecuzione (Exo e No.Exo) e in seguito sono state calcolate media e DS. La media No.Exo era di 158.9 Kg con DS 27.2 Kg, mentre la media Exo era di 154.2 Kg con DS 37.2 Kg.

Le medie e le DS sono simili tra loro ed i soggetti hanno fatto registrare al dinamometro un picco di forza simile nelle due modalità di esecuzione.

Per verificare la normalità della distribuzione dei dati in esame si sono eseguiti sul programma Prism i test di Kolmogorov Smirnov (KS) e Shapiro Wilk. Il test di KS era di 0.1127 per Exo e 0.1224 per No.Exo mentre il valore "W" del test di Shapiro-Wilk era di 0.9359 per Exo e 0.9651 per No.Exo. Tali test hanno confermato la distribuzione normale dei campioni in esame.

Sempre tramite il programma Prism si è eseguito un t-test per campioni appaiati per la verifica dell'uguaglianza delle medie tra Exo e No.Exo che ha fornito un p-value pari a 0.3025.

Il confronto tra la forza sviluppata (Kg) nelle modalità Exo e No.Exo è riportata nell'immagine successiva:

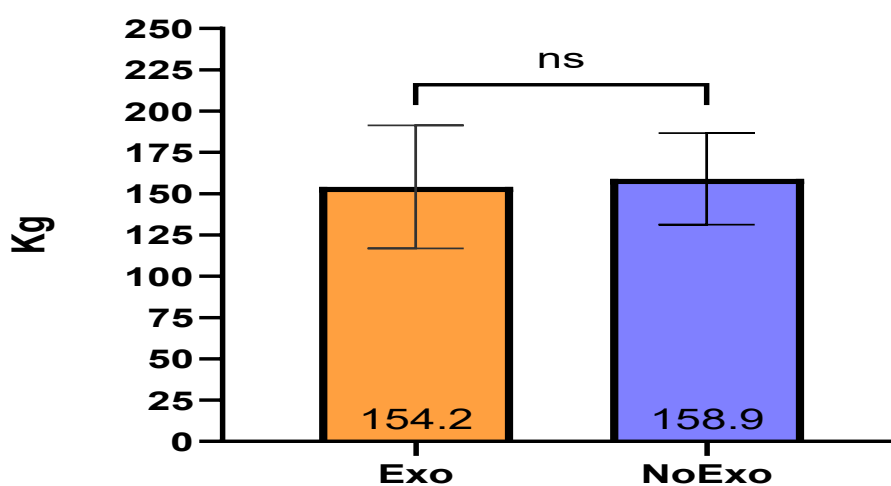


Figura 11: confronto forza espressa tra uso Exo e corpo libero (No.Exo)

Le due modalità di esecuzione hanno fornito una media di forza simile, ma maggiore nella condizione No.Exo rispetto a quella Exo.

I dati relativi all'elettromiografia e al picco di attivazione dei muscoli in esame sono riportati nella tabella seguente:

Muscolo	No.Exo (mV) Media $\pm$ DS	Exo (mV) Media $\pm$ DS
Ileocostale Sx	0.143 $\pm$ 0.067	0.181 $\pm$ 0.154
Ileocostale Dx	0.190 $\pm$ 0.126	0.182 $\pm$ 0.123
Multifido Sx	0.169 $\pm$ 0.169	0.137 $\pm$ 0.118
Multifido Dx	0.118 $\pm$ 0.059	0.129 $\pm$ 0.070
Bicipite femorale Sx	0.080 $\pm$ 0.045	0.085 $\pm$ 0.034
Bicipite femorale Dx	0.079 $\pm$ 0.043	0.078 $\pm$ 0.034
Obliquo esterno Dx	0.073 $\pm$ 0.085	0.065 $\pm$ 0.071

Tabella 4: media e deviazione standard (DS) dei picchi di attivazione muscolare

Il picco di attivazione del muscolo ileocostale sx di No.Exo e Exo è rispettivamente di  $0.143 \pm 0.067$  mV e  $0.181 \pm 0.154$  mV (p-value = 0.150), mentre del muscolo ileocostale dx è di  $0.190 \pm 0.126$ mV e di  $0.182 \pm 0.123$ mV (p-value = 0.579).

Il picco di attivazione del muscolo multifido sx di No.Exo e Exo è rispettivamente di  $0.169 \pm 0.169$  mV e  $0.137 \pm 0.118$  mV (p-value = 0.173), mentre del muscolo multifido dx è di  $0.118 \pm 0.059$  mV e di  $0.129 \pm 0.070$  mV (p-value = 0.175).

Il picco di attivazione del muscolo bicipite femorale sx di No.Exo e Exo è rispettivamente di  $0.080 \pm 0.045$  mV e  $0.085 \pm 0.034$  mV (p-value = 0.394), mentre del muscolo bicipite femorale dx è  $0.079 \pm 0.043$  mV e di  $0.078 \pm 0.034$  mV (p-value = 0.803).

Infine, il picco di attivazione del muscolo obliquo esterno dx di No.Exo e Exo è rispettivamente di  $0.073 \pm 0.085$  mV e  $0.065 \pm 0.071$  mV (p-value = 0.234).

Nessuno dei dati è risultato statisticamente significativo ( $p < 0.05$ ).

Il confronto tra i picchi di attivazione (picchi di envelope) nei singoli muscoli tra Exo e No.Exo è riportato nell'immagine successiva:

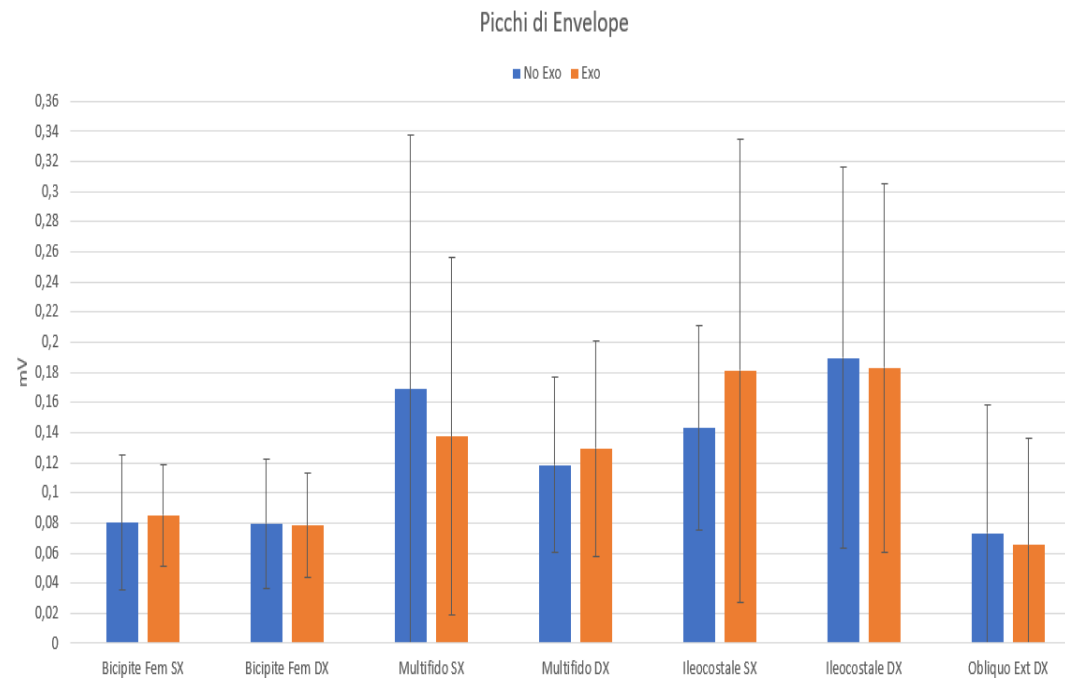


Figura 12: Picchi di envelope nei muscoli monitorati



Dalla figura 14 si può osservare come il valore della media dei picchi di envelope non si discosti molto tra Exo e No.Exo nello stesso muscolo, come anche la DS.

Nei muscoli bicipite femorale sx, multifido dx, ileocostale sx il valore di envelope è maggiore con l'utilizzo dell'esoscheletro, mentre nei restanti muscoli osservati (bicipite femorale dx, multifido sx, ileocostale dx e obliquo esterno dx) è maggiore il picco di envelope No.Exo.

I dati relativi al root mean square (RMS) nei muscoli in esame sono riportati nella tabella seguente:

Muscolo	No.Exo (mV) Media $\pm$ DS	Exo (mV) Media $\pm$ DS
Ileocostale Sx	0.099 $\pm$ 0.05	0.113 $\pm$ 0.071
Ileocostale Dx	0.131 $\pm$ 0.094	0.118 $\pm$ 0.081
Multifido Sx	0.125 $\pm$ 0.109	0.097 $\pm$ 0.053
Multifido Dx	0.091 $\pm$ 0.045	0.097 $\pm$ 0.046
Bicipite femorale Sx	0.058 $\pm$ 0.029	0.063 $\pm$ 0.026
Bicipite femorale Dx	0.056 $\pm$ 0.024	0.060 $\pm$ 0.026
Obliquo esterno Dx	0.048 $\pm$ 0.065	0.041 $\pm$ 0.044

*Tabella 5: media e deviazione standard (DS) dei picchi di root mean square (RMS)*

Il valore di RMS del muscolo ileocostale sx di No.Exo e Exo è rispettivamente di 0.099  $\pm$  0.05 mV e 0.113  $\pm$  0.071 mV (p-value = 0.204), mentre del muscolo ileocostale dx è di 0.131  $\pm$  0.094 mV e di 0.118  $\pm$  0.081 mV (p-value = 0.108).

Il valore di RMS del muscolo multifido sx di No.Exo e Exo è rispettivamente di 0.125  $\pm$  0.109 mV e 0.097  $\pm$  0.053mV (p-value = 0.064), mentre del muscolo multifido dx è di 0.091  $\pm$  0.045 mV e di 0.097  $\pm$  0.046 mV (p-value = 0.384).

Il valore di RMS del muscolo bicipite femorale sx di No.Exo e Exo è rispettivamente di 0.058  $\pm$  0.029 mV e 0.063  $\pm$  0.026 mV (p-value = 0.102), mentre

del muscolo bicipite femorale dx è  $0.056 \pm 0.024$  mV e di  $0.060 \pm 0.026$  mV (p-value = 0.072).

Infine, il valore di RMS del muscolo obliquo esterno dx di No.Exo e Exo è rispettivamente di  $0.048 \pm 0.065$  mV e  $0.041 \pm 0.044$  mV (p-value = 0.188).

Nessuno dei dati è risultato statisticamente significativo ( $p < 0.05$ ).

Il confronto tra i valori di RMS nei singoli muscoli è riportato nell'immagine successiva:

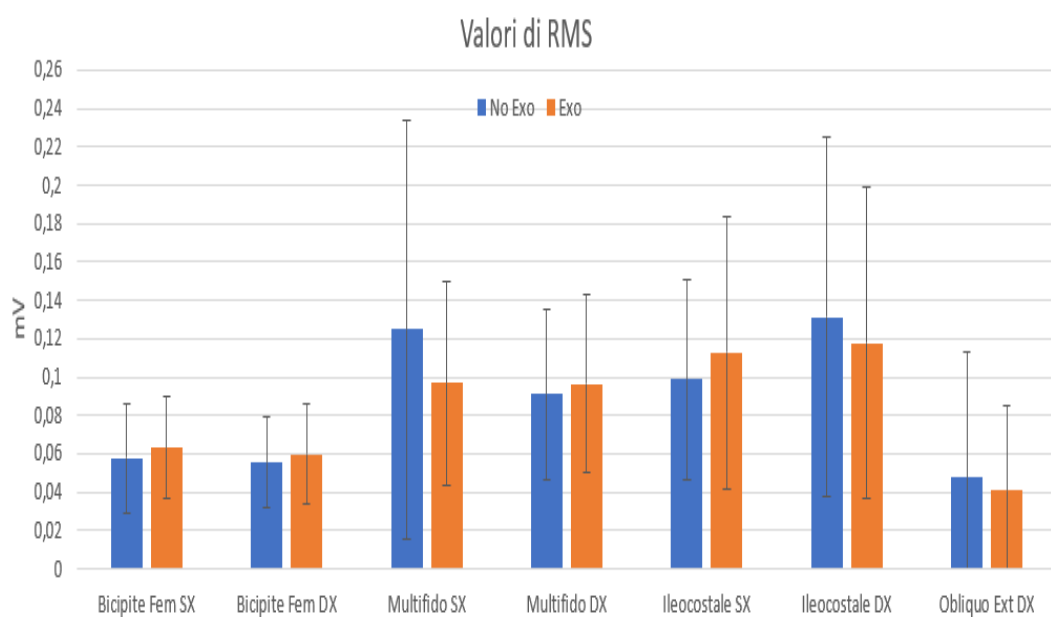


Figura 13: Valori di RMS nei muscoli monitorati

Dalla figura 15 si può osservare come l'andamento dei valori di RMS abbia un andamento simile a quelli di envelope (figura 13) e che anche in questi dati media e DS non si discostino molto tra Exo e No.Exo nello stesso muscolo.

Nei muscoli bicipite femorale sx e dx, multifido dx, ileocostale sx il valore di RMS è maggiore con l'utilizzo dell'esoscheletro mentre nei restanti muscoli osservati (multifido sx, ileocostale dx e obliquo esterno dx) è maggiore in No.Exo.

## 5) DISCUSSIONE

In questo studio si sono volute confrontare le differenze nell'attivazione muscolare e nella forza espressa (Kg) durante l'esecuzione di una tirata isometrica con e senza l'utilizzo del Laevo V2.6.

La scelta di utilizzare un gesto isometrico è stata dettata dal fatto che l'isometria dava la possibilità di far eseguire ai soggetti un esercizio massimale in sicurezza, cosa che non sarebbe stata possibile con qualsiasi altra metodica.

I valori di forza sviluppata durante i movimenti a corpo libero e con l'uso di Laevo V2.6 non hanno mostrato differenze significative ( $p = 0.3025$ ): ciò va in contraddizione con quello che ci si aspettava da questo studio.

L'utilizzo di un esoscheletro passivo avrebbe dovuto infatti migliorare l'efficienza fisica durante un gesto<sup>29</sup>, soprattutto se eseguito lungo un solo asse di movimento e con un basso ROM<sup>13</sup>.

Una prima possibile spiegazione ai nostri risultati potrebbe essere la mancanza di familiarità con l'esoscheletro o del gesto che può aver alterato la propriocezione e/o l'esecuzione del gesto;

Una seconda spiegazione potrebbe essere lo scarso coinvolgimento delle molle e dei pad appoggiati sulla parte prossimale delle cosce. L'esoscheletro fornisce supporto alla zona lombare e al bacino ed aiuta nell'estensione delle articolazioni coxo-femorale e del rachide dopo movimenti di flessione dinamici. Nei test isometrici svolti la posizione di partenza dei soggetti è rimasta inalterata fino al termine dell'esecuzione del gesto richiesto ed è possibile che la mancanza di movimento non abbia permesso alle molle di generare un adeguato stiramento e che come conseguenza queste non abbiano fornito un sufficiente ritorno elastico.

Risulta difficile il confronto con altri studi per la mancanza di lavori simili in letteratura riguardanti movimenti isometrici massimali come quelli svolti nel presente studio.

Il confronto tra i picchi di envelope e i valori di RMS nei muscoli indagati tra Exo e No.Exo non ha dato nessun risultato statisticamente significativo: anche in questo caso in contraddizione con quello che ci si aspettava da questo studio.

I picchi di envelope e i valori di RMS hanno un'alta variabilità sia per quanto riguarda lo stesso muscolo in termini di attivazione muscolare tra due emilati sia nella differenza tra Exo e No.Exo. Era atteso che con l'ausilio di un esoscheletro l'attività elettrica muscolare di tutti i muscoli in esame diminuisse grazie al suo supporto esterno.

In contrapposizione ai nostri risultati uno studio di Koopman et al (2020) ha osservato una riduzione significativa del 11-57% nell'attività dei muscoli lombari durante vari gradi di flessione del tronco mantenuti staticamente con l'uso di un esoscheletro passivo <sup>25</sup>.

Risultati simili sono stati descritti da Alemi M. et al (2019), ossia i picchi dell'attività elettrica muscolare misurati su entrambi gli emilati corporei (ileocostale, lunghissimo, multifido e obliquo esterno) erano significativamente ridotti durante compiti di sollevamento (simmetrici o asimmetrici) che richiedevano un movimento dinamico (squat). Unica eccezione l'attività elettrica dei muscoli obliqui esterni, la quale era maggiore, ma non in modo significativo <sup>30</sup>.

La mancanza di differenze e significatività dei risultati ottenuti nel presente studio, in termini di riduzione nell'attivazione muscolare, rispetto a quelli menzionati precedentemente può essere attribuibile al gesto richiesto.

Nei gesti dinamici di flessione del tronco si ha il fenomeno di stress-relaxation, ovvero lo shift dei momenti generati dapprima dalla muscolatura e in seguito dai tessuti passivi. Questo effetto avviene nelle flessioni pronunciate del tronco, quando i tessuti passivi (tessuti connettivi, legamenti) sono allungati sufficientemente da generare un momento estensorio controbilanciando la riduzione dell'attività elettrica muscolare (struttura attiva) <sup>25</sup>.

In questo studio ai soggetti è stato chiesto un gesto isometrico massimale e di mantenere lo sguardo fisso in avanti e le curve fisiologiche del rachide per tutta la durata del gesto. Questa condizione, in aggiunta alla possibile poca confidenza con

l'esoscheletro, ha fatto mantenere gli stessi livelli di contrazione muscolare ai soggetti. Infine, la mancata flessione del tronco non ha permesso di allungare sufficientemente le strutture passive del rachide in toto inibendo il fenomeno di stress-relaxation.

## **6) CONCLUSIONI**

L'utilizzo di un esoscheletro passivo Laevo V2.6 per il supporto della zona lombare non ha mostrato differenze significative sia nello sviluppo di forza (Kg) sia nell'attivazione muscolare (mV) rispetto al suo non utilizzo nei test massimali isometrici.

Studi futuri dovrebbero valutare i parametri di forza e attivazione muscolare in condizioni diverse da quelle di isometria, come durante movimenti dinamici (movimenti che richiedono diversi angoli di flessione del ginocchio o del tronco), con il supporto esterno dell'esoscheletro passivo. Inoltre, dovrebbero essere effettuati su un numero più consistente di soggetti nel proprio ambiente lavorativo, al fine di ottenere dati più consistenti e oggettivi per ogni tipologia di gesto svolto.

## 7) BIBLIOGRAFIA

1. Milhem M, Kalichman L, Ezra D, Alperovitch-Najenson D. Work-related musculoskeletal disorders among physical therapists: A comprehensive narrative review. *Int J Occup Med Environ Health*. 2016;29(5):735-747. doi:10.13075/ijomeh.1896.00620
2. Walter T, Stutzig N, Siebert T. Active exoskeleton reduces erector spinae muscle activity during lifting. *Front Bioeng Biotechnol*. 2023;11. doi:10.3389/fbioe.2023.1143926
3. Barr AE, Barbe MF, Clark BD. *Work-Related Musculoskeletal Disorders of the Hand and Wrist: Epidemiology, Pathophysiology, and Sensorimotor Changes*. Vol 34.; 2004.
4. Krishnan KS, Raju G, Shawkataly O. Prevalence of work-related musculoskeletal disorders: Psychological and physical risk factors. *Int J Environ Res Public Health*. 2021;18(17). doi:10.3390/ijerph18179361
5. Mani L, Gerr F. *WORK-RELATED UPPER EXTREMITY MUSCULOSKELETAL DISORDERS*. Vol 27.; 2000.
6. Bullo V, Favro F, Pavan D, et al. The Role of Physical Exercise in the Prevention of Musculoskeletal Disorders in Manual Workers: A Systematic Review and Meta-Analysis. *Med Lav*. 2024;115(1):e2024008. doi:10.23749/mdl.v115i1.15404
7. Hoe VCW, Urquhart DM, Kelsall HL, Sim MR. Ergonomic design and training for preventing work-related musculoskeletal disorders of the upper limb and neck in adults. *Cochrane Database of Systematic Reviews*. 2012;2017(12). doi:10.1002/14651858.CD008570.pub2
8. Liang J, Jia N, Zhang F, et al. Shoulder work-related musculoskeletal disorders and related factors of workers in 15 industries of China: a cross-sectional study. *BMC Musculoskelet Disord*. 2022;23(1). doi:10.1186/s12891-022-05917-2
9. Da Costa JT, Baptista JS, Vaz M. Incidence and prevalence of upper-limb work related musculoskeletal disorders: A systematic review. *Work*. 2015;51(4):635-644. doi:10.3233/WOR-152032
10. Soares CO, Pereira BF, Pereira Gomes MV, Marcondes LP, De Campos Gomes F, De Melo-Neto JS. Preventive factors against work-related musculoskeletal disorders: Narrative review. *Revista Brasileira de Medicina do Trabalho*. 2019;17(3):415-430. doi:10.5327/Z1679443520190360
11. Gobbo S, Bullo V, Bergamo M, et al. Physical exercise is confirmed to reduce low back pain symptoms in office workers: A systematic review of the evidence to improve best practices in the workplace. *J Funct Morphol Kinesiol*. 2019;4(3). doi:10.3390/jfmk4030043

12. Owen PJ, Miller CT, Mundell NL, et al. Which specific modes of exercise training are most effective for treating low back pain? Network meta-analysis. *Br J Sports Med.* 2020;54(21):1279-1287. doi:10.1136/bjsports-2019-100886
13. Pesenti M, Invernizzi G, Mazzella J, Boccione M, Pedrocchi A, Gandolla M. IMU-based human activity recognition and payload classification for low-back exoskeletons. *Sci Rep.* 2023;13(1). doi:10.1038/s41598-023-28195-x
14. Vos T, Allen C, Arora M, et al. Global, regional, and national incidence, prevalence, and years lived with disability for 310 diseases and injuries, 1990–2015: a systematic analysis for the Global Burden of Disease Study 2015. *The Lancet.* 2016;388(10053):1545-1602. doi:10.1016/S0140-6736(16)31678-6
15. Albouy T, Lebel K, Le Tellier B. Effects of a passive back assistance exoskeleton for load carrying and trunk bending tasks. doi:10.21203/rs.3.rs-2324739/v1
16. Eliks M, Zgorzalewicz-Stachowiak M, Zeńczak-Praga K. Application of Pilates-based exercises in the treatment of chronic non-specific low back pain: State of the art. *Postgrad Med J.* 2019;95(1119):41-45. doi:10.1136/postgradmedj-2018-135920
17. Shipton EA. Physical Therapy Approaches in the Treatment of Low Back Pain. doi:10.6084/m9.figshare.7039769
18. Mulimani P, Hoe VCW, Hayes MJ, Idiculla JJ, Abas ABL, Karanth L. Ergonomic interventions for preventing musculoskeletal disorders in dental care practitioners. *Cochrane Database of Systematic Reviews.* 2018;2018(10). doi:10.1002/14651858.CD011261.pub2
19. Flor-Unda O, Casa B, Fuentes M, Solorzano S, Narvaez-Espinoza F, Acosta-Vargas P. Exoskeletons: Contribution to Occupational Health and Safety. *Bioengineering.* 2023;10(9). doi:10.3390/bioengineering10091039
20. Vukobratovic MK. *WHEN WERE ACTIVE EXOSKELETONS ACTUALLY BORN?* Vol 4.; 2007. www.worldscientific.com
21. Pesenti M, Antonietti A, Gandolla M, Pedrocchi A. Towards a functional performance validation standard for industrial low-back exoskeletons: State of the art review. *Sensors (Switzerland).* 2021;21(3):1-23. doi:10.3390/s21030808
22. Bengler K, Harbauer CM, Fleischer M. Exoskeletons: A challenge for development. *Wearable Technologies.* 2023;4. doi:10.1017/wtc.2022.28
23. Crea S, Beckerle P, De Looze M, et al. Occupational exoskeletons: A roadmap toward large-scale adoption. Methodology and challenges of bringing exoskeletons to workplaces. *Wearable Technologies.* 2021;2. doi:10.1017/wtc.2021.11
24. Poliero T, Fanti V, Sposito M, Caldwell DG, Natali C Di. Active and Passive Back-Support Exoskeletons: A Comparison in Static and Dynamic Tasks. *IEEE Robot Autom Lett.* 2022;7(3):8463-8470. doi:10.1109/LRA.2022.3188439



25. Koopman AS, Kingma I, de Looze MP, van Dieën JH. Effects of a passive back exoskeleton on the mechanical loading of the low-back during symmetric lifting. *J Biomech.* 2020;102. doi:10.1016/j.jbiomech.2019.109486
26. Thamsuwan O, Milosavljevic S, Srinivasan D, Trask C. Potential exoskeleton uses for reducing low back muscular activity during farm tasks. *Am J Ind Med.* 2020;63(11):1017-1028. doi:10.1002/ajim.23180
27. Kermavnar T, de Vries AW, de Looze MP, O'Sullivan LW. Effects of industrial back-support exoskeletons on body loading and user experience: an updated systematic review. *Ergonomics.* 2021;64(6):685-711. doi:10.1080/00140139.2020.1870162
28. Govaerts R, De Bock S, Provyn S, et al. The impact of an active and passive industrial back exoskeleton on functional performance. *Ergonomics.* 2024;67(5):597-618. doi:10.1080/00140139.2023.2236817
29. Baltrusch SJ, van Dieën JH, van Bennekom CAM, Houdijk H. The effect of a passive trunk exoskeleton on functional performance in healthy individuals. *Appl Ergon.* 2018;72:94-106. doi:10.1016/j.apergo.2018.04.007
30. Alemi MM, Geissinger J, Simon AA, Chang SE, Asbeck AT. A passive exoskeleton reduces peak and mean EMG during symmetric and asymmetric lifting. *Journal of Electromyography and Kinesiology.* 2019;47:25-34. doi:10.1016/j.jelekin.2019.05.003