



**UNIVERSITÀ
POLITECNICA
DELLE MARCHE**

**FACOLTÀ DI INGEGNERIA
CORSO DI LAUREA IN INGEGNERIA BIOMEDICA**

Valutazione dei vantaggi dell'esoscheletro passivo Paexo Back nella riduzione dello sforzo muscolare durante test statici e dinamici: studio basato su dati EMG.

Evaluation of the benefits of the passive exoskeleton Paexo Back in reducing muscle effort during static and dynamic tests: a study based on EMG data.

Laureando:
Roberto Ulivieri

Relatore:
Prof. Cecilia Scoccia

Correlatore:
Prof. Serenella Terlizzi
Prof. Samuele Tonelli

Anno Accademico 2023-2024



UNIVERSITÀ
POLITECNICA
DELLE MARCHE

FACOLTÀ DI INGEGNERIA
CORSO DI LAUREA IN INGEGNERIA BIOMEDICA

Valutazione dei vantaggi dell'esoscheletro passivo Paexo Back nella riduzione dello sforzo muscolare durante test statici e dinamici: studio basato su dati EMG.

Evaluation of the benefits of the passive exoskeleton Paexo Back in reducing muscle effort during static and dynamic tests: a study based on EMG data.

Laureando:
Roberto Olivieri

Relatore:
Prof. Cecilia Scoccia

Correlatore:
Prof. Serenella Terlizzi
Prof. Samuele Tonelli

Anno Accademico 2023-2024

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

Indice

Sommario	4
1 Introduzione	5
1.1 Contesto e motivazione della ricerca	5
1.2 Obiettivi della tesi	5
2 Fondamenti teorici	7
2.1 Esoscheletri: definizione e cenni storici	7
2.2 Classificazione	8
2.2.1 Esoscheletri attivi	9
2.2.2 Esoscheletri passivi	10
2.3 Elettromiografia (EMG): principi ed utilizzo	10
2.3.1 Cenni della biofisica di un segnale EMG	10
2.3.2 Tecniche per estrazione di informazione da un segnale EMG di superficie	11
2.4 Anatomia dei muscoli analizzati e ruolo nell'esecuzione dei test	12
2.4.1 Muscoli del tronco: l'erettore spinale	12
2.4.2 Muscoli degli arti inferiori: bicipite e quadricipite femorale	12
2.4.3 Muscoli degli Arti Superiori: Bicipite Brachiale	13
3 Materiali e protocolli	14
3.1 Descrizione tirocinio ed ambiente di lavoro	14
3.2 Strumenti utilizzati	15
3.2.1 Esoscheletro Paexo Back	15
3.2.2 FreeEMG	16
3.2.3 Cenni su G-Sensor ed Empatica	17
3.3 Protocolli sperimentali	18
3.3.1 Fase di Familiarizzazione	18
3.3.2 Test Statico	18
3.3.3 Test Dinamico	19

4	Analisi dei dati: implementazione del codice MATLAB	20
4.1	Processamento del segnale ed estrazione dei dati	20
4.2	Rettificazione e Normalizzazione	22
4.3	Calcolo dell'RMS (Root Mean Square)	24
4.4	Calcolo della riduzione percentuale dello sforzo muscolare	24
5	Risultati	26
5.1	Comparazione dei risultati oggettivi e soggettivi	26
5.2	Risultati dei test statici e dinamici	27
	Conclusioni	30

Elenco delle figure

2.1	Dettaglio della mano dell'esoscheletro attivo Hardiman.	8
2.2	Esoscheletro medico Ekso GT, sviluppato dalla Ekxo Bionics.	8
2.3	L'esoscheletro Fortis: consente di trasferire il peso di un utensile a "gambe" esterne che trasportano tale peso fuori dal corpo, verso terra.	9
3.1	L'esoscheletro passivo PAEXO Back, sviluppato dalla Ottock.	15
3.2	FreeEMG prodotti da BTS-Bioengineering.	16
3.3	G-Sensor.	17
3.4	Empatica.	17
5.1	Confronto dell'ampiezza dei segnali EMG nelle due condizioni.	27
5.2	Ordine delle coppie di muscoli riportate nei grafici: 1/2 Erettori Spinali; 3/4 Bicipiti Brachiali; 5/6 Quadricipiti Femorali; 7/8 Bicipiti Femorali	28
5.3	Test Statico con carico da 10kg.	28
5.4	Test Dinamico.	29

Sommario

Questa tesi si concentra sull'analisi dell'efficacia dell'esoscheletro passivo Paexo Back nel ridurre lo sforzo muscolare durante attività di sollevamento e trasporto di carichi, prevenendo quindi l'insorgere di disturbi muscolo-scheletrici. Attraverso misurazioni elettromiografiche (EMG) condotte su un campione di 13 soggetti, è stato valutato l'impatto dell'esoscheletro sugli erettori spinali della schiena e sulla redistribuzione del carico nei muscoli degli arti inferiori, in condizioni sia statiche che dinamiche. Verrà inoltre descritto il codice Matlab utilizzato per il processamento e l'analisi dei segnali elettromiografici raccolti, nonché il metodo statistico utilizzato per la rappresentazione dei risultati.

Sebbene l'esoscheletro si sia dimostrato efficace nella riduzione dello sforzo fisico, soprattutto con carichi pesanti, è emerso che con carichi più leggeri il dispositivo può limitare i movimenti, aumentando di contro l'attivazione muscolare. Questa analisi fornisce un quadro completo dell'impatto biomeccanico dell'esoscheletro, suggerendo possibili miglioramenti nel design e ulteriori ricerche per ottimizzarne l'efficacia in contesti lavorativi.

Capitolo 1

Introduzione

1.1 Contesto e motivazione della ricerca

Negli ultimi anni, l'aumento delle attività lavorative che richiedono sforzi fisici significativi ha portato a un'evoluzione delle patologie legate al mondo del lavoro. In particolare, si è osservato un notevole incremento dei disturbi muscolo-scheletrici (DMS) correlati a movimenti ripetitivi e alla movimentazione di carichi. I dati forniscono che oltre 44 milioni di lavoratori nell'Unione Europea soffrono di DMS causati dal proprio lavoro, con la lombalgia che rappresenta la principale fonte di disabilità. Questi disturbi hanno conseguenze sia sociali, influenzando sulla qualità della vita dei lavoratori, sia economiche, essendo responsabili di circa la metà delle assenze dal lavoro e del 60% della totale inabilità permanente, con notevoli costi per le aziende ed i sistemi sanitari. Nella società attuale, caratterizzata da repentini cambiamenti ed avanzamenti tecnologici, l'acuirsi di problematiche specifiche funge spesso da catalizzatore per l'innovazione, indirizzando le risorse scientifiche verso la ricerca di soluzioni efficaci. Di conseguenza, l'elevata incidenza di DMS tra lavoratori impegnati in attività di sollevamento manuale ha stimolato lo sviluppo di tecnologie indossabili mirate alla loro mitigazione, aprendo nuove prospettive nel campo della prevenzione. In questo contesto emergono gli esoscheletri, fornendo soluzioni innovative alla riduzione del carico fisico su specifici gruppi muscolari, specialmente in settori come la logistica e l'industria manifatturiera, nei quali gli operatori sono frequentemente ed inevitabilmente esposti a stress fisico ripetitivo, come sollevamento di carichi pesanti o mantenimento di posture prolungate.[1]

1.2 Obiettivi della tesi

Questa tesi si inserisce all'interno del filone di ricerca dedicato all'uso di tecnologie indossabili per la prevenzione dei disturbi muscolo-scheletrici (DMS) nei luoghi di lavoro. L'obiettivo principale è esplorare l'impatto che l'esoscheletro passivo Paexo Back, pro-

dotto da Ottobock, ha sulla riduzione dello sforzo muscolare nei muscoli erector spinae, fondamentali per il mantenimento della postura eretta e spesso soggetti a sovraccarico durante attività fisiche intense. Inoltre, si intende analizzare come l'utilizzo di questo esoscheletro influisca sulla redistribuzione del carico biomeccanico sugli altri muscoli coinvolti nel movimento, quali i bicipiti e quadricipiti femorali. In particolare, attraverso un'analisi elettromiografica dettagliata eseguita su quattro coppie di muscoli chiave, si valuteranno gli effetti dell'esoscheletro su un campione selezionato di soggetti. La scelta dell'elettromiografia di superficie permette di monitorare in modo non invasivo l'attività elettrica muscolare, fornendo dati quantitativi sull'attivazione muscolare durante le diverse attività. I partecipanti saranno sottoposti a due tipologie di test che simulano attività lavorative comuni: il sollevamento ed il trasporto di carichi. Questi test includeranno quindi sia condizioni statiche che dinamiche, permettendo di osservare le variazioni nell'attività muscolare con e senza l'ausilio dell'esoscheletro. L'obiettivo è verificare se l'utilizzo del Paexo Back possa effettivamente ridurre lo stress fisico a cui sono sottoposti i lavoratori, contribuendo così a diminuire il rischio di sviluppare DMS nel lungo termine. Oltre alla valutazione biomeccanica, si considereranno anche aspetti legati alla fatica percepita dai soggetti, utilizzando scale di valutazione soggettive come la Borg Rating of Perceived Exertion. Questo studio mira non solo a quantificare l'efficacia dell'esoscheletro in termini di riduzione dello sforzo muscolare, ma anche a comprendere le dinamiche di compensazione che possono emergere negli altri gruppi muscolari durante l'utilizzo del dispositivo. Ad esempio, potrebbe essere rilevante indagare se la diminuzione dello sforzo sugli erettori spinali comporti un aumento dell'attività nei muscoli degli arti inferiori, essenziale per valutare il bilancio complessivo dei benefici e dei potenziali rischi associati all'utilizzo del dispositivo. Questa analisi approfondita permetterà di valutare l'effettiva utilità dell'esoscheletro e di identificare eventuali aree di miglioramento. In aggiunta, tale studio considererà anche aspetti pratici legati all'implementazione dell'esoscheletro nei luoghi di lavoro, come la facilità d'uso, il comfort percepito dai soggetti e l'eventuale impatto sulla produttività, derivato dalla compilazione di appositi questionari. La raccolta di feedback qualitativi attraverso questionari standardizzati consentirà di valutare l'accettabilità del dispositivo da parte degli utenti e di identificare eventuali barriere sull'adozione su larga scala. Questi elementi sono fondamentali per determinare l'eventuale utilizzo nelle aziende di tali dispositivi e per identificare possibili ostacoli che ne limitino l'efficacia.

Capitolo 2

Fondamenti teorici

2.1 Esoscheletri: definizione e cenni storici

Gli esoscheletri, nel contesto biomeccanico e tecnologico, sono dispositivi indossabili progettati per assistere, migliorare o amplificare il movimento umano. Essi possono essere definiti come strutture esterne meccaniche o elettromeccaniche che forniscono supporto fisico, riducendo lo sforzo muscolare o incrementando la forza dell'utente. Il termine "esoscheletro" deriva dal greco *exos* (esterno) e *skeleton* (scheletro), e fu coniato dal biologo Richard Owen nel 1841 per descrivere la corazza rigida degli invertebrati. In ambito tecnologico, gli esoscheletri si riferiscono a dispositivi che, attraverso strutture rigide o semirigide, forniscono un supporto meccanico e, in molti casi, un potenziamento del movimento tramite motori o sistemi idraulici. L'interesse per lo sviluppo degli esoscheletri ha origini nei primi tentativi del XX secolo di progettare dispositivi che potessero assistere le persone nel sollevamento di carichi pesanti o nel movimento in ambienti estremi, come i campi di battaglia. Negli anni '60, la General Electric sviluppò il primo esoscheletro motorizzato, chiamato "Hardiman", progettato per permettere agli utenti di sollevare oggetti fino a 100 kg con facilità. Nonostante le limitazioni tecnologiche dell'epoca, Hardiman rappresentò un passo importante nella concezione di dispositivi assistivi che combinavano meccanica ed elettronica. Negli ultimi decenni, gli esoscheletri hanno trovato applicazione in numerosi campi, tra cui la riabilitazione medica, l'industria, e il settore militare. Ad esempio, nella riabilitazione motoria, gli esoscheletri vengono utilizzati per aiutare i pazienti a recuperare le funzioni motorie dopo traumi o malattie debilitanti, fornendo un supporto meccanico e controllato durante i movimenti di riabilitazione. Nel settore industriale, gli esoscheletri vengono impiegati per ridurre il rischio di lesioni e disturbi muscolo-scheletrici tra i lavoratori addetti al sollevamento di carichi pesanti o ripetuti.[2][3]



Figura 2.1: Dettaglio della mano dell'esoscheletro attivo Hardiman.

2.2 Classificazione

Gli esoscheletri possono essere classificati in base a diversi criteri, tra cui l'ambito di applicazione, la tecnologia utilizzata oppure la sezione dell'apparato muscolo-scheletrico al quale essi sono destinati.

In base all'ambito di applicazione, riconosciamo tre differenti tipi di esoscheletri:

- Gli Esoscheletri medici, che vengono utilizzati principalmente in ambito riabilitativo ed hanno il compito di assistere i pazienti nel recupero delle capacità motorie perse a causa di traumi o patologie neurologiche. Un esempio notevole è l'esoscheletro Ekso GT, utilizzato per permettere ai pazienti un riapprendimento della locomozione.[4]



Figura 2.2: Esoscheletro medico Ekso GT, sviluppato dalla Ekxo Bionics.

- Gli Esoscheletri industriali, sono progettati invece per ridurre lo sforzo fisico di chi lavora in settori logistici e manifatturieri: questi dispositivi sono incaricati di ridurre lo sforzo percepito dai muscoli e diminuire di conseguenza l'incidenza di disturbi muscoloscheletrici causati da attività ripetitive o da sforzi intensi, migliorando così la salute dei lavoratori.

- Infine gli Esoscheletri militari, impiegati dalle forze armate per potenziare le capacità fisiche dei soldati. Questi esoscheletri permettono di trasportare carichi pesanti per lunghi periodi, migliorando la resistenza e riducendo l'affaticamento del soggetto.

Un'ulteriore distinzione si basa sulla diversa tecnologia utilizzata nello sviluppo dell'esoscheletro, ed in particolare sulla fonte di energia utilizzata per alimentare il dispositivo:

Si distinguono da un lato gli Esoscheletri attivi, o motorizzati, i quali utilizzano motori elettrici ed attuatori idraulici o pneumatici per amplificare la forza dell'utente. Sono comunemente usati per applicazioni che richiedono un potenziamento significativo del movimento, come il sollevamento di pesi o la riabilitazione motoria intensiva. Dall'altro lato ci sono gli esoscheletri passivi, tipicamente più leggeri e meno costosi rispetto alle loro controparti motorizzate, che basano il loro funzionamento su molle o altri meccanismi passivi per ridurre o ridistribuire lo sforzo muscolare, senza la necessità di un'alimentazione esterna e sfruttando unicamente principi biomeccanici.[2][4]

2.2.1 Esoscheletri attivi



Figura 2.3: L'esoscheletro Fortis: consente di trasferire il peso di un utensile a "gambe" esterne che trasportano tale peso fuori dal corpo, verso terra.

Gli esoscheletri attivi utilizzano motori ed attuatori elettrici, idraulici o pneumatici, a seconda della necessità di alta efficienza o elevata potenza, per fornire un'assistenza motoria attiva. Il loro scopo è quello di amplificare la forza e il movimento dell'utente, riducendo lo sforzo muscolare e migliorando la capacità di compiere determinate azioni. Questi esoscheletri richiedono una fonte di energia esterna e sono dotati di sensori e sistemi di controllo avanzati che raccolgono dati sull'intenzione di movimento del soggetto: tramite un sistema di elaborazione, queste informazioni vengono mandate agli attuatori, i quali regolano il movimento dell'esoscheletro in tempo reale, replicando e quindi amplificando, le azioni del soggetto stesso.

Una delle principali sfide per gli esoscheletri attivi riguarda la gestione energetica: essendo alimentati, questi dispositivi dipendono da batterie che spesso ne limitano l'autonomia. Nonostante i recenti progressi tecnologici, la durata delle batterie e la manutenzione dei componenti elettronici rimangono il grande difetto di questi dispositivi, specialmente in applicazioni militari e industriali, dove sono necessarie una lunga autonomia operativa e repentine riparazioni in caso di danneggiamento.[2]

2.2.2 Esoscheletri passivi

Gli esoscheletri passivi, al contrario di quelli attivi, non richiedono una fonte di energia esterna, basando il loro funzionamento esclusivamente su elementi meccanici come molle, smorzatori o sistemi di leveraggi per ridurre lo sforzo muscolare dell'utente durante determinate attività fisiche, immagazzinando energia e rilasciandola al momento opportuno. Gli esoscheletri passivi sono ampiamente apprezzati in contesti dove il peso, la libertà di movimento ed i costi di manutenzione sono indispensabili, come nei settori industriale, agricolo e delle costruzioni, dove i lavoratori utilizzano questi sistemi per prevenire l'affaticamento muscolare, senza il vincolo di dover gestire batterie o dispositivi complessi. Gli esoscheletri passivi vengono anche impiegati nel campo della riabilitazione, soprattutto per facilitare la mobilità e ridurre il carico muscolare nei pazienti affetti da disturbi neurologici o muscoloscheletrici. Sebbene la loro efficacia possa essere inferiore rispetto agli esoscheletri attivi per quanto riguarda il potenziamento della forza, questi dispositivi risultano comunque estremamente utili per ridurre la fatica e migliorare l'ergonomia durante attività fisiche impegnative.[2]

2.3 Elettromiografia (EMG): principi ed utilizzo

L'elettromiografia (EMG) è una tecnica utilizzata per registrare l'attività elettrica prodotta dai muscoli scheletrici durante la loro attivazione. Questo segnale è generato dall'attività elettrica delle fibre muscolari che si depolarizzano e ripolarizzano durante una contrazione muscolare. In particolare, le zone di depolarizzazione e ripolarizzazione fungono da sorgenti del segnale, che viene catturato attraverso elettrodi posizionati a contatto con la pelle o inseriti direttamente nel muscolo tramite aghi per registrazioni intramuscolari.[5][6]

2.3.1 Cenni della biofisica di un segnale EMG

Il segnale EMG è caratterizzato da una complessa propagazione di potenziali d'azione lungo le fibre muscolari. Il potenziale d'azione generato da un motoneurone provoca il rilascio di acetilcolina nella giunzione neuromuscolare, che eccita la membrana della fibra muscolare, creando un gradiente di potenziale localizzato. Questo segnale si propaga lungo la membrana muscolare (sarcolemma) come potenziale d'azione intracellulare, generando una corrente transmembrana associata alla depolarizzazione delle fibre muscolari.

Nel contesto delle registrazioni di superficie, il segnale rilevato è influenzato dal conduttore di volume, rappresentato dai tessuti che separano le fibre muscolari dagli elettrodi. Tali tessuti, che agiscono come filtri spaziali e temporali a bassa frequenza, distorcono il segnale rilevato, rendendo più complessa l'analisi rispetto alle registrazio-

ni intramuscolari. Nei muscoli, la propagazione del potenziale di azione copre brevi distanze di pochi millimetri e può essere modellizzata come un “modello di sorgente lineare”, considerando il flusso di corrente lungo le fibre come un processo assiale.

Le proprietà del segnale EMG dipendono inoltre dalla velocità di conduzione delle fibre muscolari, che a sua volta è legata alla loro dimensione. In generale, un segnale EMG rappresenta la somma delle attività elettriche di molte unità motorie, con un’ampiezza che varia in funzione della forza della contrazione muscolare.[5][6]

2.3.2 Tecniche per estrazione di informazione da un segnale EMG di superficie

Monitorando l’attività elettrica generata dalle fibre muscolari durante la contrazione tramite l’elettromiografia di superficie (sEMG), il segnale grezzo ricavato è spesso contaminato da vari tipi di rumore ed artefatti, come interferenze elettromagnetiche o variazioni di impedenza cutanea, rendendo quindi necessaria l’applicazione di specifiche tecniche di elaborazione al fine di facilitare l’estrazione di informazioni clinicamente e scientificamente rilevanti. La fase di pre-elaborazione inizia con la rimozione del rumore di fondo e delle interferenze ambientali: per esempio, l’interferenza a 50/60 Hz dovuta alla rete elettrica può essere attenuata utilizzando filtri notch specifici, mentre il rumore ad alta frequenza può essere ridotto applicando un filtro Butterworth passa-basso; inoltre, la stabilizzazione dell’impedenza cutanea attraverso una corretta preparazione della pelle e l’uso di elettrodi di qualità contribuisce a minimizzare gli artefatti da movimento, migliorando ulteriormente il rapporto segnale-rumore. Il filtraggio del segnale EMG consente di isolare le componenti di frequenza rilevanti per l’attività muscolare: in particolare, l’applicazione di un filtro passa-banda, tipicamente compreso tra 20 Hz e 500 Hz, permette di eliminare sia le basse frequenze associate a fenomeni non desiderati come il movimento dei cavi, qualora siano presenti, sia le alte frequenze dovute al rumore elettronico, preservando le informazioni fisiologiche contenute nel segnale; inoltre, la rettificazione del segnale, ottenuta prendendo il valore assoluto delle ampiezze, facilita l’analisi successiva nel dominio del tempo, rendendo il segnale unipolare e più semplice da interpretare.

Per quanto riguarda l’estrazione dell’informazione, una volta ottenuto un segnale EMG pulito e filtrato, si procede all’analisi quantitativa attraverso diverse tecniche sia nel dominio del tempo che della frequenza: nel dominio del tempo, si possono calcolare parametri statistici come il valore medio rettificato (Mean Absolute Value, MAV), l’integrale del segnale EMG (IEMG) o la root mean square (RMS), che forniscono una misura dell’intensità dell’attività muscolare e possono essere correlati alla forza generata dal muscolo; nel dominio della frequenza, l’applicazione della trasformata di Fourier (FFT) consente di ottenere lo spettro di potenza del segnale, dal quale è possibile

estrarre informazioni sulla distribuzione delle frequenze e monitorare fenomeni come l'affaticamento muscolare, che si manifesta tipicamente con uno spostamento verso frequenze più basse dovuto alla riduzione della conduzione delle fibre muscolari.[5][6]

2.4 Anatomia dei muscoli analizzati e ruolo nell'esecuzione dei test

Nel contesto dell'analisi dell'esoscheletro Paexo Back è fondamentale comprendere l'anatomia e la fisiologia dei muscoli coinvolti in questi movimenti. Questo paragrafo mira a collegare le caratteristiche anatomiche dei muscoli presi in esame con la loro funzione fisiologica e lo sforzo prodotto durante le attività di sollevamento e trasporto, permettendo non solo di valutare l'efficacia dell'esoscheletro, ma anche di comprendere come quest'ultimo possa aiutare a ridurre l'incidenza di lesioni muscoloscheletriche.

2.4.1 Muscoli del tronco: l'ereettore spinale

L'ereettore spinale è un gruppo di muscoli e tendini che si estende lungo la colonna vertebrale, dalla regione lombare fino alla cervicale. Origina dai processi spinosi delle vertebre toraciche T9-T12 e si inserisce sulle vertebre cervicali e toraciche superiori, T1 e T2. Durante il sollevamento di un carico, l'ereettore spinale si contrae per estendere la colonna vertebrale, contrastando la flessione anteriore causata dal peso. Un aumento del carico o una tecnica di sollevamento scorretta incrementano l'attività di questo muscolo, esponendolo a maggiori sforzi e potenziali rischi di affaticamento o lesioni.[7][8][9]

2.4.2 Muscoli degli arti inferiori: bicipite e quadricipite femorale

Il bicipite femorale è uno dei tre muscoli ischiocrurali della coscia posteriore, composto da un capo lungo e uno breve. Il capo lungo origina dalla tuberosità ischiatica, mentre il capo breve origina dalla linea aspra del femore. Entrambi i capi convergono in un tendine comune che si inserisce sulla testa della fibula. Il capo lungo agisce su anca e ginocchio, estendendo la coscia (o l'anca) e flettendo la gamba, mentre il capo breve permette di ruotare gamba e coscia a ginocchio flesso, risultando irrilevante allo scopo di questo studio.

Nel sollevamento di carichi, il capo lungo del bicipite femorale contribuisce all'estensione dell'anca e alla stabilizzazione del ginocchio lavorando in sinergia con l'ereettore spinale per sollevare il tronco e il carico, soprattutto quando la tecnica coinvolge una flessione iniziale delle ginocchia e dell'anca.

Il quadricipite femorale è il principale estensore del ginocchio ed è composto da quattro capi: retto femorale, vasto laterale, vasto mediale e vasto intermedio. Il retto femorale origina dalla spina iliaca antero-inferiore, mentre gli altri capi originano dal femore. Durante il sollevamento, il quadricipite femorale funge da antagonista del bicipite, estendendo il ginocchio e permettendo l'elevazione del corpo e del carico. L'analisi dell'attività EMG del quadricipite è essenziale per identificare eventuali compensazioni muscolari e valutare la distribuzione degli sforzi tra i muscoli dell'arto inferiore.[7][8][9]

2.4.3 Muscoli degli Arti Superiori: Bicipite Brachiale

Il bicipite brachiale è un muscolo biarticolare dell'arto superiore, composto anch'esso da un capo lungo ed uno corto. Il capo lungo origina dal tubercolo sopraglenoideo della scapola, mentre il capo corto origina dal processo coracoideo. Entrambi i capi si inseriscono sulla tuberosità del radio [8]. Questo muscolo è responsabile della flessione dell'avambraccio sul braccio e della supinazione dell'avambraccio. Nel contesto del sollevamento di carichi, l'attività del bicipite brachiale contribuisce a stabilizzare l'articolazione del gomito e a controllare il carico. L'analisi della sua attivazione permette di comprendere se e come gli arti superiori influenzano il sollevamento.[7][8][9]

Capitolo 3

Materiali e protocolli

L'analisi dell'esoscheletro Paexo Back, obiettivo principale di questo studio, è stata condotta presso il laboratorio del dipartimento di ingegneria dell'informazione dell'Università Politecnica delle Marche. Durante il tirocinio, sono stati eseguiti test sperimentali su un campione di 13 soggetti di sesso maschile con l'uso di strumentazione avanzata, mirati a valutare l'efficacia dell'esoscheletro nel ridurre lo sforzo muscolare in diverse condizioni di carico. Questa sezione si concentrerà sulla descrizione dettagliata dell'ambiente di lavoro, delle attrezzature e dei protocolli sperimentali adottati, i quali hanno reso possibile la raccolta e l'analisi dei dati necessari per la rappresentazione dei risultati.

3.1 Descrizione tirocinio ed ambiente di lavoro

Durante il tirocinio, io ed i miei colleghi abbiamo collaborato allo sviluppo di protocolli sperimentali volti ad ottenere dati significativi sull'efficacia del dispositivo: questo lavoro ha comportato la progettazione e l'implementazione di specifici test, che hanno condotto alla valutazione dell'impatto che l'esoscheletro ha sull'attività muscolare, nonché a contribuire all'elaborazione di questionari di valutazione soggettiva dell'affaticamento muscolare percepito dai soggetti durante l'esecuzione dei compiti ad essi assegnati. Tali questionari, somministrati ai partecipanti al termine di ogni test, sono stati sviluppati adattando la scala di Borg, uno strumento ampiamente riconosciuto per la misurazione dello sforzo percepito che associa a determinati livelli di sforzo muscolare un valore numerico corrispondente, permettendo così una valutazione soggettiva ma standardizzata dello sforzo. La versione originale della scala di Borg è costruita con valori che vanno da 6 a 20, riflettendo indicativamente i valori di frequenza cardiaca che vanno da 60 a 200 bpm. Tale scala è stata opportunamente adattata su 11 diversi livelli di sforzo con valori che vanno da 0 a 11, al fine di essere più intuitiva per i partecipanti e per rispecchiare in modo più accurato le specifiche richieste dai com-

piti eseguiti, consentendo una valutazione quantitativa e standardizzata dell'efficacia dell'esoscheletro nella riduzione dell'affaticamento muscolare.[10]

3.2 Strumenti utilizzati

3.2.1 Esoscheletro Paexo Back

Il PAEXO Back è un esoscheletro che rientra nella classificazione degli esoscheletri passivi: sviluppato dalla Ottobock è progettato per ridurre il carico sulla colonna vertebrale inferiore durante attività di sollevamento o trasporto manuale e, grazie alla sua tecnologia meccanica avanzata, è in grado di trasferire il carico dalle spalle alle gambe, alleggerendo il peso trasportato fino ad un massimo di 25kg. Questo esoscheletro si distingue per la sua leggerezza, pesando solamente 3.5kg, nonché per la sua capacità di adattarsi a diverse corporature, grazie ad un design ergonomico e regolabile che permette di mantenere una postura corretta durante il sollevamento di oggetti pesanti. L'esoscheletro non richiede ovviamente alimentazione esterna, risultando, come anticipato, ideale per un utilizzo prolungato e costante, rendendolo indicato per settori come la logistica e la produzione. La tecnologia biomeccanica con la quale è stato progettato ne consente l'attivazione esclusivamente durante i movimenti di sollevamento, migliorando così la postura e riducendo lo stress muscolare, senza però risultare scomodo nei movimenti d'uso quotidiani, disattivandosi automaticamente durante la deambulazione e garantendo così libertà di movimento ed una naturale transizione tra le attività.



Figura 3.1: L'esoscheletro passivo PAEXO Back, sviluppato dalla Ottobock.

L'esoscheletro sfrutta un meccanismo di molle ed elementi rigidi che si estendono lungo la schiena e le gambe, aiutando a distribuire le forze che altrimenti graverebbero

sulla colonna vertebrale.

Il sollevamento di un carico si può scomporre in due principali fasi del movimento: la fase di piegamento e la fase di risalita. Durante la prima fase, quando l'utente si piega per sollevare un oggetto, il peso della parte superiore del corpo (torace, schiena, braccia) si somma al peso del carico stesso, generano delle significative forze di compressione sulla colonna vertebrale, in particolare nelle vertebre lombari L4/L5 ed L5/S1, le quali sono le più vulnerabili agli sforzi durante il piegamento. Allo stesso tempo, però, le molle contenute nelle fasce laterali del dispositivo si comprimono, immagazzinando energia potenziale elastica. Questa energia sarà proporzionale alla compressione delle molle stesse, e quindi dipendente dal peso del carico e dall'inclinazione del corpo. Durante la fase successiva di risalita, le molle compresse rilasciano rapidamente l'energia immagazzinata: l'esoscheletro attraverso il suo design biomeccanico, sfrutta questa energia per ridistribuirli verso i muscoli degli arti inferiori, supportando il movimento di risalita. Questo meccanismo "tira" (o spinge) la parte superiore del corpo indietro, riducendo la forza che altrimenti graverebbe sulla schiena ed alleggerendo il lavoro muscolare richiesto.[11]

3.2.2 FreeEMG

Il sistema freeEMG della BTS Bioengineering è uno strumento di elettromiografia di superficie completamente wireless, ideale per monitorare ed analizzare l'attività muscolare durante i movimenti, anche se complessi ed in tempo reale, fornendo un feedback diretto del loro corretto funzionamento e permettendo così di aggiustarne l'applicazione.



Figura 3.2: FreeEMG prodotti da BTS-Bioengineering.

Questi elettromiografi si distinguono non solo per la loro praticità e semplicità d'uso, ma anche per le loro performance, possedendo infatti delle sonde miniaturizzate che consentono di registrare fino a 20 canali contemporaneamente, con un'autonomia di oltre 6 ore di acquisizione continua e che ha permesso in laboratorio di terminare sessioni di

analisi della durata di un intero giorno, con una singola ricarica. Queste sonde sono inoltre dotate di memoria interna la quale permette la registrazione dei dati anche in caso di perdita temporanea del segnale Wi-Fi, garantendo una raccolta continua delle informazioni. La totale assenza di fili, inoltre, ha permesso la raccolta di dati accurati sull'attivazione muscolare dei soggetti, senza limitarne eccessivamente la mobilità.[12]

3.2.3 Cenni su G-Sensor ed Empatica

Il sistema EMG sopra descritto si integra nativamente con il G-Sensor, un sensore inerziale progettato per misurare i parametri cinematici di un movimento, quali accelerazione, velocità angolare e cambiamenti di postura, consentendo una valutazione dinamica e funzionale della catena cinematica muscolare durante i movimenti eseguiti. Il lavoro sinergico tra i due dispositivi ha permesso di ottenere un'analisi completa e dinamica dei movimenti dei soggetti durante i test, offrendo una valutazione complessiva dell'impatto dell'esoscheletro sul corpo dei soggetti. Il dispositivo si presenta leggero ed indossabile, consentendo una maggiore libertà di movimento per il soggetto e garantendo la raccolta di dati sempre accurata, senza mai interferire con il normale schema motorio.



Figura 3.3: G-Sensor.



Figura 3.4: Empatica.

Il dispositivo Empatica è invece un sensore indossabile multifunzionale che misura i parametri fisiologici come la frequenza cardiaca, la risposta galvanica della pelle e la temperatura corporea. Oltre a permettere di monitorare lo stato del soggetto durante l'esecuzione dei test e valutare che i parametri fisiologici si mantenessero costanti durante i compiti, tale dispositivo è risultato indispensabile per il posizionamento di marcatori (o tags) all'inizio ed al termine di ogni acquisizione, semplificando notevolmente il processo di selezione dei dati provenienti dagli altri due dispositivi ed eliminando a priori i segmenti di tracciato catturati al di fuori dell'esecuzione stessa dei test.[13][14]

3.3 Protocolli sperimentali

I protocolli sperimentali prevedevano l'esecuzione da parte dei soggetti di due tipi di test, uno statico ed uno dinamico, preceduti da una fase preliminare di familiarizzazione, la quale è stata sviluppata appositamente al fine di far acquisire ai soggetti un'adeguata dimestichezza con il dispositivo, evitando così che errori durante i test veri e propri non provenissero da una scarsa conoscenza e manovrabilità dell'esoscheletro o da discomfort iniziale. Tutti i test sono stati valutati con e senza esoscheletro, permettendoci di valutare le differenze e l'efficacia nell'utilizzo.

3.3.1 Fase di Familiarizzazione

Questo test, come suggerito da recenti studi nel campo delle interfacce uomo-esoscheletro, è un passaggio fondamentale per garantire una corretta esecuzione dei test sperimentali, riducendo l'impatto dell'inesperienza dei partecipanti nell'uso del dispositivo e migliorando la qualità dei dati raccolti. Questa fase, che ha avuto la durata di cinque minuti per ogni soggetto, è stata strutturata affinché questi ultimi potessero eseguire una serie di azioni quotidiane, come il sollevamento da terra di oggetti e la simulazione di un tipico lavoro di ufficio, mostrando se il dispositivo influisse sulla transizione tra lavoro manuale e normale amministrazione dell'ambiente lavorativo. La familiarizzazione ha incluso sia il controllo passivo del dispositivo, senza l'attivazione dei supporti meccanici, sia la simulazione con il dispositivo completamente o parzialmente attivo, permettendo ai partecipanti di adattarsi al peso ed alle limitazioni dell'esoscheletro. Protagonista di questa fase è stato il dispositivo G-Sensor descritto nel precedente paragrafo, il quale ha registrato i parametri di movimento durante l'intera fase, consentendoci di misurare eventuali differenze nella mobilità e nelle capacità motorie dei soggetti. Tuttavia, i dati relativi alla fase di familiarizzazione non saranno oggetto di approfondimento in questo studio, essendo stati raccolti unicamente per garantire la validità delle fasi successive.[17]

3.3.2 Test Statico

Il primo test sperimentale ha valutato l'effetto dell'esoscheletro nel sollevamento e posizionamento, di un carico su tre diversi livelli di altezza, seguendo lo schema di una struttura appositamente ideata per il test. L'obiettivo è stato quello di emulare un tipico scenario lavorativo, replicando diversi possibili angoli di inclinazione della schiena. Questo test, così come gli altri, sono stati effettuati sia con che senza l'ausilio dell'esoscheletro, in modo randomizzato, al fine di minimizzare il fattore di rischio di affaticamento sequenziale e garantire un confronto diretto tra le due condizioni. Durante il posizionamento del carico lungo i diversi livelli della struttura, le differenti

inclinazioni della schiena hanno evidenziato un potenziale difetto costruttivo dell'esoscheletro: le fasce laterali che seguono la conformazione del femore, e contenenti le molle che immagazzinano energia quando l'utente si piega e la rilasciano durante il sollevamento, tendevano a spostarsi dalla parte laterale a quella anteriore della coscia quando il carico veniva posizionato al livello più basso della struttura, ad un'altezza di circa 30 cm da terra. Questo spostamento comprometteva la corretta distribuzione delle forze, impedendo il trasferimento ottimale del carico dalla parte bassa della schiena ai muscoli degli arti inferiori, con potenziali implicazioni negative per la riduzione dello sforzo muscolare. Il test statico di sollevamento è stato valutato con due diversi carichi in due intervalli di tempo differenti.

Il primo prevedeva il posizionamento ripetuto di un carico dal peso di 10kg in un intervallo di tempo di 3 minuti, nel quale tenere traccia del numero di ripetizioni. Inoltre, ogni 30 secondi è stato chiesto al partecipante di valutare lo sforzo fisico percepito, sulla base della scala di Borg descritta ad inizio capitolo. Il secondo test statico, invece, consisteva nel posizionamento di un carico di 20kg per una singola ripetizione sui tre diversi livelli della struttura, senza fornire un limite di tempo per l'esecuzione.

3.3.3 Test Dinamico

Il test dinamico è stato progettato per simulare scenari lavorativi in cui è necessario sollevare e trasportare ripetutamente un carico da un punto a un altro, replicando situazioni comuni di movimentazione manuale nei luoghi di lavoro. Per il test, ai partecipanti è stato chiesto di trasportare un carico del peso di 10 kg da punto A a punto B e viceversa, lungo una distanza predefinita di circa 4 metri. Il compito prevedeva la ripetizione del trasporto per una durata di 1 minuto e 30 secondi, durante la quale è stato monitorato il numero di ripetizioni effettuate da ciascun soggetto. Analogamente al test statico, il test dinamico è stato eseguito sia con che senza l'ausilio dell'esoscheletro Paexo Back, in modo randomizzato. Durante il test, oltre al numero di ripetizioni, ai partecipanti è stato chiesto di valutare il proprio livello di affaticamento muscolare percepito utilizzando la scala di Borg, non dopo un intervallo di tempo prefissato, ma al termine di ogni singola ripetizione.

Capitolo 4

Analisi dei dati: implementazione del codice MATLAB

In questo capitolo verrà descritto il processamento dei dati elettromiografici raccolti durante i test sperimentali con e senza esoscheletro, mediante l'utilizzo di Matlab. Questo software è ideale per il trattamento di segnali fisiologici, in quanto permette di applicare filtri, rettificazioni e strumenti statistici avanzati. L'obiettivo è quindi di elaborare i segnali EMG grezzi acquisiti durante i test e quantificare tramite riduzione percentuale le differenze nell'attivazione muscolare e nella distribuzione del carico tra le due diverse condizioni. È inoltre importante notare che il codice seguente è stato utilizzato per gestire i tre diversi tipi di test effettuati, ovvero SOLL10, SOLL20 e TRAS, i quali simulano rispettivamente i due test statici e quello dinamico: il codice è quindi adattabile a qualsiasi test, cambiando solamente il percorso di accesso ai file ed i nomi delle variabili, mantenendo inalterata la struttura funzionale del codice.

4.1 Processamento del segnale ed estrazione dei dati

Come è noto, i segnali elettromiografici grezzi sono spesso affetti da rumore e disturbi esterni che ne complicano l'interpretazione. Pertanto, nella prima fase del codice, viene definito un filtro Butterworth di ordine 4, con frequenze di taglio impostate rispettivamente a 20Hz (per limitare le basse frequenze legate al movimento) e 450Hz (per limitare invece le alte frequenze legate al rumore).

```

1 fs = 1000;
2 fcut1 = 450;
3 fNorm1 = fcut1/(fs/2);
4 fcut2 = 20;
5 fNorm2 = fcut2/(fs/2);
6 fNorm = [fNorm2 fNorm1];
7 [A, B] = butter(4,fNorm);
8
9 WindowSize = 2*fs;
10 OverlapSize = 1.8*fs;
11 StepSize = WindowSize - OverlapSize;

```

La frequenza di campionamento è applicata a 1000Hz, valore comunemente utilizzato per la registrazione di questo tipo di segnali, avendo una frequenza che generalmente oscilla tra i 10Hz ed i 500Hz. Per il teorema di Nyquist-Shannon, infatti, il valore corretto della frequenza di campionamento deve essere pari ad almeno il doppio della frequenza massima del segnale che si desidera misurare, evitando il fenomeno dell'aliasing e garantendo l'assenza di distorsioni, specialmente nel range di frequenze significative. Successivamente iterando in un ciclo for i dati filtrati, questi vengono estratti dai file in formato .tdf per ciascuno dei 13 partecipanti al test, utilizzando una funzione apposita chiamata 'tdfReadDataEmg', la quale permette al software di leggere correttamente i dati relativi ad entrambe le condizioni sperimentali. I segnali estratti vengono memorizzati in array, distinti per ogni partecipante, e filtrati con il Butterworth precedentemente definito.[5]

```

1 for i = 1:13
2     baseDir = sprintf("C:/Users/Roberto/Documents/MATLAB/New/ID
3         %d/", i);
4
5     fileName1 = "EXO_SOLL20.tdf";
6     fullFileName1 = fullfile(baseDir, fileName1);
7     disp(fullFileName1);
8     [startTime, frequency, emgMap, labels, emgData1] =
9         tdfReadDataEmg(fullFileName1);
10    Emg_exosoll20_u{i} = emgData1;
11
12    fileName2 = "NOEXO_SOLL20.tdf";
13    fullFileName2 = fullfile(baseDir, fileName2);

```

```

12     [startTime, frequency, emgMap, labels, emgData2] =
        tdfReadDataEmg(fullFileName2);
13     Emg_noexosoll20_u{i} = emgData2;
14
15     N_exosoll20_u = length(Emg_exosoll20_u{i});
16     t_exosoll20_u{i} = (1:N_exosoll20_u) / fs;
17
18     N_noexosoll20_u = length(Emg_noexosoll20_u{i});
19     t_noexosoll20_u{i} = (1:N_noexosoll20_u) / fs;
20
21     Emg_exosoll20_u{i} = Emg_exosoll20_u{i}';
22     Emg_noexosoll20_u{i} = Emg_noexosoll20_u{i}';
23
24     Emg_exosoll20_filter_u{i} = filtfilt(A, B, Emg_exosoll20_u{
        i});
25     Emg_noexosoll20_filter_u{i} = filtfilt(A, B,
        Emg_noexosoll20_u{i});

```

4.2 Rettificazione e Normalizzazione

Il segnale EMG grezzo è costituito da valori sia positivi che negativi, derivati dall'attivazione muscolare misurata attraverso variazioni di potenziale elettrico. Tuttavia, per facilitare il calcolo delle grandezze medie nel tempo e per visualizzare inoltre un'onda EMG più rappresentativa dell'attività muscolo-scheletrica, è necessario effettuare la rettificazione del segnale: quest'ultima trasforma tutti i valori del segnale in valori positivi, mantenendo però le informazioni sull'intensità e la frequenza dell'attivazione muscolare. Esistono due principali tipi di rettificazione:

- Rettificazione assoluta (full-wave): converte tutti i valori negativi in positivi, lasciando invariata l'ampiezza dell'onda.
- Rettificazione di mezza onda (half-wave): elimina i valori negativi mantenendo solo quelli positivi, causando una potenziale perdita di informazioni.

In questo caso, è stata utilizzata la funzione `abs()`, che calcola il valore assoluto del segnale normalizzato per ogni muscolo analizzato, ottenendo una rettificazione full-wave del segnale.

La normalizzazione consente invece di confrontare i dati tra i diversi soggetti e le due condizioni sperimentali. Il livello di attivazione muscolare può variare in modo significativo tra i vari soggetti a causa delle differenze anatomiche, fisiologiche o nel posizionamento degli elettrodi: per evitare queste disparità ed ottenere risultati che

possano essere comparabili, i segnali in esame sono stati normalizzati rispetto al valore massimo di contrazione volontaria, o MVC.

L'MVC rappresenta la massima attivazione muscolare raggiunta da un soggetto durante una contrazione volontaria: ogni segnale EMG registrato durante i test e normalizzato per l'MVC di un determinato muscolo, esprimerà l'attivazione muscolare come percentuale del massimo possibile, permettendo di confrontare facilmente i livelli di attivazione tra i diversi muscoli, soggetti e condizioni sperimentali.[5]

```
1
2 for k = 1:8
3     Max_exosoll20_u = MVCmax(Emg_exosoll20_filter_u{i}(:,k), fs
4         , 6);
5     MaxEX0soll20_u{i}(k) = Max_exosoll20_u;
6
7     Max_noexosoll20_u = MVCmax(Emg_noexosoll20_filter_u{i}(:,k)
8         , fs, 6);
9     MaxNOEX0soll20_u{i}(k) = Max_noexosoll20_u;
10
11     Emg_exosoll20_norm_u{i}(:,k) = Emg_exosoll20_filter_u{i}(:,
12         k) ./ MaxEX0soll20_u{i}(k);
13     Emg_noexosoll20_norm_u{i}(:,k) = Emg_noexosoll20_filter_u{i}
14         {(:,k) ./ MaxNOEX0soll20_u{i}(k);
15
16     Emg_exosoll20_rect_u{i}(:,k) = abs(Emg_exosoll20_norm_u{i}
17         {(:,k));
18     Emg_noexosoll20_rect_u{i}(:,k) = abs(Emg_noexosoll20_norm_u
19         {i}(:,k));
20
21 end
```

4.3 Calcolo dell'RMS (Root Mean Square)

Il Root Mean Square, o valore quadratico medio, è una delle misure statistiche più utilizzate nel campo della bioingegneria per quantificare il valore medio efficace di un segnale periodico tempo-variante. Formalmente, il valore RMS di un segnale continuo $x(t)$ definito su intervallo di tempo T è:

$$RMS = \sqrt{\frac{1}{T} \int_0^T x(t)^2 dt}$$

L'RMS così definito rappresenta quindi il valore efficace di un segnale, in termini di ampiezza media e viene utilizzato per quantificarne l'intensità. Nel contesto dei segnali elettromiografici, permette di stimare l'attivazione muscolare, riflettendo la quantità di attività elettrica che un muscolo genera durante la contrazione. Inoltre, è importante notare che la presenza del quadrato del segnale nell'argomento della radice, garantisce che vengano considerate sia le variazioni positive, sia quelle negative del segnale stesso.

```
1   RMS_exo_soll20{i}(:, k) = RMS(Emg_exosoll20_rect_u{i}(:, k)
    , WindowSize, OverlapSize, N_exosoll20_u);
2   RMS_noexo_soll20{i}(:, k) = RMS(Emg_noexosoll20_rect_u{i}
    }(:, k), WindowSize, OverlapSize, N_noexosoll20_u);
3
4   mean_RMS_exo(i,k) = mean(RMS_exo_soll20{i}(:,k));
5   mean_RMS_noexo(i,k) = mean(RMS_noexo_soll20{i}(:,k));
```

Nel codice, l'RMS viene calcolato utilizzando una finestra mobile di dimensioni predefinite (2000 campioni) e con un overlap del 90%, consentendo di valutare come l'attivazione muscolare varia nel tempo durante le fasi del test.[6]

4.4 Calcolo della riduzione percentuale dello sforzo muscolare

I metodi statistici utilizzabili in questo contesto al fine di ottenere dei risultati rilevanti sono molteplici: in questo caso è stato scelto di utilizzare il calcolo della riduzione percentuale dello sforzo, che confronta il livello medio dell'RMS nelle due condizioni operative e quantifica in termini percentuali la diminuzione dell'attivazione muscolare dovuta al supporto del dispositivo.

```
1 for k = 1:8
2
3     reduction_percentage(k) = ((mean_RMS_noexo_muscles(k) -
4         mean_RMS_exo_muscles(k)) / mean_RMS_noexo_muscles(k)) *
5         100;
6
7 end
```

I valori prodotti dalla riga di codice descritta nell'immagine mostrano nella Command Window un vettore riga di otto valori, corrispondenti alle quattro coppie dei muscoli analizzati, esprimendo il vantaggio derivante dall'utilizzo dell'esoscheletro in termini di percentuale di sforzo risparmiato:

- Valori positivi di riduzione indicano che l'esoscheletro ha effettivamente ridotto lo sforzo muscolare rispetto alla condizione senza esoscheletro.
- Valori negativi suggeriscono invece che il dispositivo potrebbe aver incrementato lo sforzo su determinati muscoli, fenomeno che potrebbe verificarsi in situazioni particolari, come la redistribuzione del carico o un movimento limitato dall'esoscheletro stesso.[15]

Capitolo 5

Risultati

In quest'ultimo capitolo vengono presentati ed analizzati i risultati relativi ai test descritti nel terzo capitolo, effettuati con e senza l'ausilio dell'esoscheletro.

5.1 Comparazione dei risultati oggettivi e soggettivi

L'analisi della riduzione dello sforzo muscolare, come evidenziato dalla figura 5.1, trova ampio supporto nella letteratura scientifica. In numerosi studi sull'impiego di esoscheletri passivi, l'efficienza è correlata con una riduzione misurabile dell'attività muscolare, in particolar modo per i muscoli della schiena, come l'erettore spinale. Tuttavia, è importante considerare che le percezioni soggettive raccolte tramite questionari compilati dai partecipanti al termine di ogni test, possono evidenziare un gap tra la riduzione dello sforzo misurato e la sensazione di comfort percepita. Come accennato, alcuni utenti potrebbero ritenere inizialmente l'esoscheletro ostruttivo, specialmente in compiti che prevedono il sollevamento di un carico posto in terra, un aspetto che viene risolto solo dopo un adeguato periodo di adattamento all'utilizzo del dispositivo. Uno studio di Scoccia et al. (2023) ha confermato questa osservazione, sottolineando che l'uso di esoscheletri passivi come il Paexo Back riduce significativamente l'attività muscolare nei muscoli della schiena, ma richiede un periodo di familiarizzazione per migliorare il comfort percepito dagli utenti. Inoltre, è stato rilevato che l'efficacia del dispositivo è maggiore in compiti statici rispetto a quelli dinamici, dove i movimenti ripetitivi possono influenzare la percezione soggettiva di ingombro. In particolare, nello studio sopracitato, è stato evidenziato che l'effetto dell'apprendimento nell'uso dell'esoscheletro influisce in modo significativo sulle prestazioni dello stesso. I partecipanti ai test hanno riportato una sensazione di maggiore controllo e comfort man mano che acquisivano familiarità con il dispositivo, il che dimostra l'importanza di un periodo di adattamento. Questo suggerisce che i benefici a lungo termine dell'esoscheletro passivo sono strettamente legati alla capacità degli utenti di imparare a utilizzarlo in modo ottimale.[16][17]

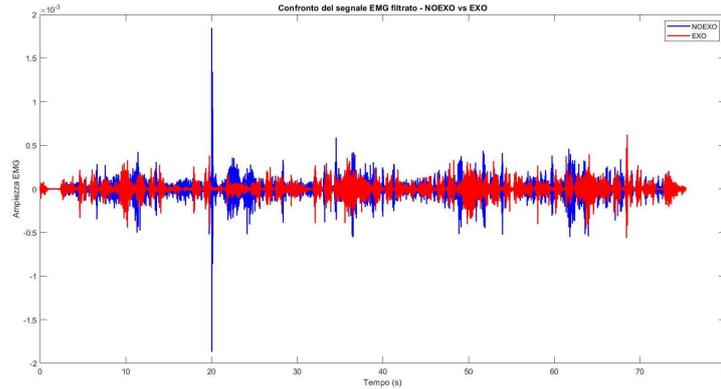


Figura 5.1: Confronto dell'ampiezza dei segnali EMG nelle due condizioni.

5.2 Risultati dei test statici e dinamici

L'analisi dei segnali elettromiografici raccolti durante i test di sollevamento ha mostrato una chiara distinzione nei risultati ottenuti con e senza l'uso dell'esoscheletro, particolarmente evidente nei test con carichi più elevati. Come illustrato nei grafici, la riduzione dell'attivazione muscolare degli erettori spinali nel test con carico di 20 kg è risultata significativa, mostrando una diminuzione media dello sforzo muscolare pari a circa il 10% e confermando quanto già emerso in letteratura. L'impiego di esoscheletri passivi ha infatti dimostrato di ridurre lo stress meccanico sui muscoli della schiena, specialmente in scenari che richiedono uno sforzo prolungato o l'applicazione di forze elevate. Tuttavia, l'ausilio portato dall'esoscheletro non si limita ai soli muscoli della schiena: il dispositivo ha anche prodotto una notevole redistribuzione del carico sui muscoli bicipiti femorali, coinvolti in misura maggiore durante il sollevamento e mostrando un aumento dello sforzo percentuale superiore al 15%. Questa redistribuzione del carico suggerisce che l'esoscheletro non solo riduce lo sforzo su specifici gruppi muscolari, ma potrebbe anche promuovere una postura più ergonomica e corretta durante il sollevamento, coinvolgendo in entità minore gli erettori spinali. Questo risultato è in linea con altri studi, che evidenziano come la diminuzione dell'attività muscolare della schiena, combinata con un incremento dell'attività nei muscoli degli arti inferiori, possa prevenire l'insorgere di disturbi muscolo-scheletrici.

Inoltre, nei test con carichi più leggeri, come evidenziato dal grafico in figura 5.3, si osserva un aumento dell'attivazione media dello sforzo prodotto dai muscoli erettori spinali di circa il 7%. Questo dato suggerisce che l'esoscheletro, pur risultando efficace per sollevamenti pesanti, potrebbe rappresentare un ostacolo nelle operazioni con carichi leggeri, interferendo con i movimenti e richiedendo uno sforzo maggiore per mantenere il controllo posturale.

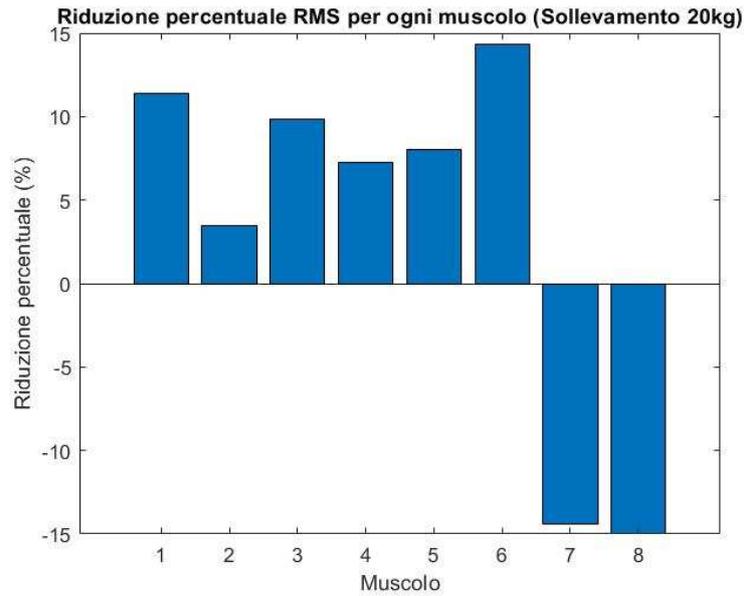


Figura 5.2: Ordine delle coppie di muscoli riportate nei grafici: 1/2 Erettori Spinali; 3/4 Bicipiti Brachiali; 5/6 Quadricipiti Femorali; 7/8 Bicipiti Femorali

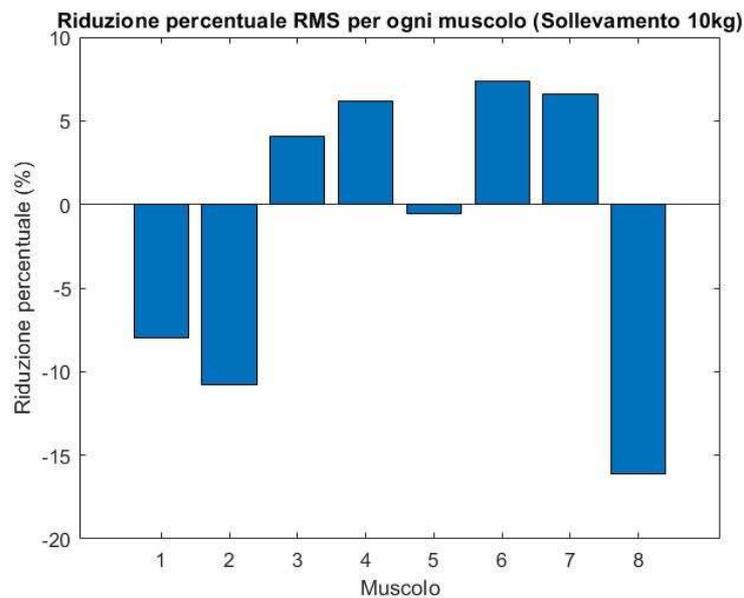


Figura 5.3: Test Statico con carico da 10kg.

Nel test dinamico, che prevedeva ripetizioni di sollevamento e spostamento dei carichi, i risultati hanno evidenziato un'ulteriore conferma dell'efficacia dell'esoscheletro nel ridurre lo sforzo muscolare. I dati mostrano una significativa diminuzione dell'attivazione muscolare nei muscoli erettori spinali, con una riduzione media dello sforzo maggiore del 20% rispetto alla condizione senza esoscheletro. Questo suggerisce che l'esoscheletro non solo è efficace in condizioni statiche con carichi pesanti, ma offre benefici anche in attività dinamiche che richiedono movimenti ripetitivi e prolungati.

La letteratura supporta questi risultati. Uno studio condotto da Huysamen et al. (2018) ha dimostrato che l'uso di esoscheletri durante attività di sollevamento dinamico può diminuire significativamente l'attività elettromiografica dei muscoli lombari, migliorando l'efficienza e riducendo l'affaticamento, osservando inoltre che l'impiego di esoscheletri passivi in compiti dinamici non solo riduce lo sforzo muscolare, ma contribuisce anche a una migliore distribuzione del carico tra i gruppi muscolari coinvolti.

Nel nostro studio, l'aumento dell'attivazione dei muscoli bicipiti femorali durante il test dinamico è risultato meno pronunciato rispetto ai test statici. Ciò potrebbe indicare che l'esoscheletro favorisce una sinergia muscolare più efficiente durante movimenti complessi, ottimizzando la biomeccanica del sollevamento.

È importante notare che alcuni partecipanti hanno riportato una sensazione iniziale di impedimento nei movimenti durante il test dinamico con l'esoscheletro, sottolineando nuovamente la necessità di periodi di adattamento e formazione per massimizzare i benefici del dispositivo, come suggerito da de Looze et al. (2016) e Scoccia et al (2024), i quali affermano che l'ergonomia e l'usabilità degli esoscheletri possono essere migliorate attraverso un design user-centered e sessioni di training adeguate.[15][16][17][18]

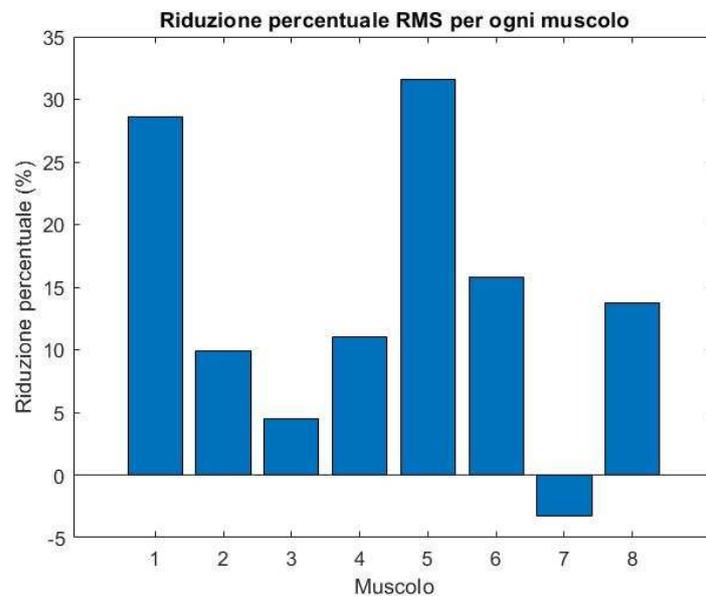


Figura 5.4: Test Dinamico.

Conclusioni

Questo studio ha dimostrato l'efficacia dell'esoscheletro passivo Paexo Back nel ridurre lo sforzo muscolare, in particolare sui muscoli della schiena, durante attività di sollevamento e trasporto di carichi. L'analisi elettromiografica ha rivelato una riduzione significativa dell'attivazione muscolare degli erettori spinali, soprattutto nei test statici con carichi più pesanti, con i quali l'esoscheletro ha permesso una redistribuzione più equilibrata del carico tra schiena ed arti inferiori, riducendo il rischio di sovraccarico nella zona lombare. Nel test dinamico, che prevedeva invece ripetizioni di spostamento e sollevamento, l'esoscheletro ha dimostrato risultati altrettanto promettenti, osservando in minore entità la distribuzione dello sforzo sugli arti inferiori ma promuovendo comunque una maggiore ergonomia durante il lavoro fisico. In questo test, alcuni partecipanti hanno inizialmente riportato una sensazione di impedimento nei movimenti, sottolineando l'importanza di un periodo di familiarizzazione con il dispositivo più enunciata di quella da noi effettuata nella fase preliminare, permettendo così all'utente di adattarsi all'utilizzo dell'esoscheletro in modo da sfruttarne a pieno le potenzialità.

Terminando, l'esoscheletro Paexo Back si è rivelato uno strumento promettente per migliorare l'ergonomia e ridurre il rischio di disturbi muscolo-scheletrici nei lavoratori impegnati in attività fisiche gravose. Nonostante i risultati positivi, è fondamentale riconoscere che ulteriori ricerche sono necessarie per ottimizzare il design mirando a minimizzare qualsiasi impatto negativo su altri gruppi muscolari e a rendere il dispositivo più intuitivo e confortevole per l'utente. Inoltre, strategie per facilitare una più ampia adozione dell'esoscheletro nei diversi contesti lavorativi dovrebbero essere esplorate, inclusa la formazione specifica per gli operatori e l'adattamento a diverse tipologie di mansioni.

Bibliografia

- [1] Livia Di Stefano, Dario Fontana *Disturbi muscolo scheletrici e lavoro: una mappatura critica*, Fondazione Marco Biagi (2017).
- [2] L.A. Zuniga-Aviles, Giorgio Mackenzie Cruz-Martinez *Designing exoskeletons*, CRC Press, Marzo 2024.
- [3] Mosher, R.S. *Handyman to Hardiman*, Society of automotive engineers technical papers, 1997.
- [4] Ekso Bionics Holding, Inc *EksoWorks industrial Exoskeletons*, Exobionic.com, 2019.
- [5] De Luca, C. J. (2002). *Surface Electromyography: Detection and Recording*. DelSys Incorporated.
- [6] Merletti, R., & Parker, P. A. (2004). *Electromyography: Physiology, Engineering, and Non-Invasive Applications*. IEEE Press.
- [7] McGill, S. M. (2007). *Low Back Disorders: Evidence-Based Prevention and Rehabilitation*. Human Kinetics.
- [8] Hamill, J., & Knutzen, K. M. (2015). *Biomechanical Basis of Human Movement*. Lippincott Williams & Wilkins.
- [9] Standring, S. (2015). *Gray's Anatomy: The Anatomical Basis of Clinical Practice*. Elsevier.
- [10] Borg, G. (1998). *Borg's Perceived Exertion and Pain Scales*. Human Kinetics.
- [11] Ottobock. *Paexo Back: Passive Exoskeleton for Back Support*. Accessed: October 2023. [Online]. Available: <https://paexo.com/en/paexo-back/>
- [12] BTS Bioengineering. *FreeEMG: Wireless EMG System*. Accessed: 2023. [Online]. Available: <https://www.btsbioengineering.com/products/free-emg/>
- [13] BTS Bioengineering. *G-Sensor: Wearable Inertial Sensor for Motion Analysis*. Accessed: 2023.. Available: <https://www.btsbioengineering.com/products/g-sensor/>

- [14] Empatica. *Empatica E4: The Most Accurate Wearable for Physiological Data*. Accessed: 2023. [Online]. Available: <https://www.empatica.com/research/e4/>
- [15] Scherr, J., Wolfarth, B., Christle, J. W., Pressler, A., Wagenpfeil, S., & Halle, M. (2013). Associations between Borg's rating of perceived exertion and physiological measures of exercise intensity. *European Journal of Applied Physiology*. (Sezione: applicazione del metodo di riduzione percentuale nel confronto tra sforzi percepiti e fisiologici).
- [16] C. Scoccia, S. Tonelli, S. Terlizzi. D. Costa, G. Palmieri. (2024). Test Methods for Passive Exoskeletons for Manufacturing Applications.
- [17] C. Scoccia, S. Tonelli, S. Terlizzi. G. Iadarola, M. Ciccarelli, S. Spinsante, G. Palmieri. (2024). Evaluating the Potential of Passive Exoskeletons in Modern Industries: A Comprehensive Analysis of the Impact on User Well-Being and Efficiency.
- [18] Huysamen, K., De Looze, M. P., Bosch, T., Ortiz, J., & Toxiri, S. (2018). Assessment of an active industrial exoskeleton to aid dynamic lifting and lowering manual handling tasks. *Applied Ergonomics*.
- [19] De Looze, M. P., Bosch, T., Krause, F., Stadler, K. S., & O'Sullivan, L. W. (2016). Exoskeletons for industrial application and their potential effects on physical work load. *Ergonomics*.