



UNIVERSITÀ DEGLI STUDI DI TRIESTE

UNIVERSITÀ DEGLI STUDI DI UDINE

DIPARTIMENTO DI AREA MEDICA

CORSO DI LAUREA INTERATENEEO

TECNICHE DELLA PREVENZIONE NELL'AMBIENTE E NEI LUOGHI DI LAVORO

TESI DI LAUREA

**L'USO DI DISPOSITIVI INDOSSABILI PER IL
RILEVAMENTO DEL SEGNALE
Elettromiografico IN ABBINAMENTO A
QUELLO DELLA FORZA: CASO STUDIO**

LAUREANDO:

RICCARDO PECORARO

RELATORE:

DOTT. MICHELE BORDIGNON

CORRELATORE:

DOTT. MARCO RIZZO

ANNO ACCADEMICO 2022 / 2023

Sommario

1. PREMESSA	3
2. INTRODUZIONE.....	4
2.1 I dati INAIL	4
2.2 I dati dell'EWCS:	6
3. LA VALUTAZIONE DEL RISCHIO	8
3.1 Il D.lgs 81/08	8
3.2 Normativa tecnica di riferimento.....	9
ISO 11228-1: Sollevamento, abbassamento e trasporto	9
Limiti del metodo NIOSH	13
Metodo 1 – spinta e traino: lista di controllo di valutazione generale	14
Risultati finali.....	19
Metodo 2 – stima del rischio e valutazione specializzata del rischio	19
4. ELETTROMIOGRAFIA DI SUPERFICIE	21
5. OBIETTIVI.....	25
6. MATERIALI E METODI	26
6.1 Materiali.....	26
Dinamometro	30
Software	31
Fogli di calcolo.....	32
Carriola	34
Pesi di ghisa	35
Materiale per le prove di normalizzazione	35
6.2 Metodi.....	36
7. RISULTATI E DISCUSSIONE	46
8. CONCLUSIONI.....	75
9. BIBLIOGRAFIA	77
10. RINGRAZIAMENTI.....	79

1. PREMESSA

L'evoluzione nell'organizzazione del lavoro, in associazione ad una crescente età media della popolazione lavorativa europea, ha determinato un cambiamento dei rischi lavorativi per la salute.

In Italia, le WMSDs ("Work-related MuscoloSkeletal Disorders"¹⁾ rappresentano una delle principali cause di malattie professionali e assenza da lavoro. Si verificano quando il carico gravante sui muscoli supera la tolleranza delle strutture, portando il S.N.C.² a co-attivare i muscoli antagonisti per attenuare il peso o l'affaticamento eccessivo.

Oltre al costo umano e sociale associato a queste patologie, vi è un notevole impatto economico dovuto a costi sanitari diretti e indiretti, come le spese per le cure mediche, la riabilitazione e la perdita di produttività lavorativa.

I fattori determinanti da considerare nella valutazione del rischio comprendono: *"dimensioni e masse degli oggetti da movimentare, la postura di lavoro nonché la frequenza e la durata della movimentazione manuale possono da soli o in combinazione, portare ad attività di movimentazione pericolosa e comportanti un rischio di disordini muscolo-scheletrici"*³.

Per questo motivo i moderni orientamenti tendono a valutare l'esposizione attraverso un approccio di carattere multifattoriale che prenda in considerazione tutti i possibili fattori di carattere lavorativo/organizzativo (*fattori esogeni*) collegandoli nel contempo con tutte le informazioni disponibili relative ai fattori di tipo endogeno (*legati alla storia medica e personale del lavoratore*).

Il presente lavoro di tesi si propone di testare i dispositivi con sensori tessili integrati nel tessuto e un dinamometro per raccogliere informazioni utili alla valutazione del rischio e confrontare i risultati rispetto a una tradizionale valutazione effettuata seguendo la normativa tecnica di riferimento (norme UNI EN 11228 e TR 12296).

L'utilizzo dei sensori per la rilevazione del segnale elettromiografico di superficie (EMGs) è fondamentale, poiché, così facendo, sarà anche possibile rilevare quali distretti muscolari vengono maggiormente coinvolti nelle diverse prove.

¹ WMSDs : raggruppa tutti i disturbi e le patologie provocate dallo svolgimento di attività manuali in ambito lavorativo.

² S.N.C.: sistema Nervoso Centrale.

³ UNI ISO 11228-1:2009, Ergonomia – Movimentazione manuale – Parte 1: Sollevamento, abbassamento e trasporto

2. INTRODUZIONE

In questo capitolo verranno riportati i principali dati riguardanti l'esposizione al rischio per il manifestarsi delle patologie WMSDs e, più che altro, dei relativi effetti sulla salute della popolazione italiana.

Le fonti dei dati sono riconducibili a:

- 1) Dati INAIL
- 2) Dati European Working Conditions Survey (EWCS)

2.1 I dati INAIL

L'INAIL, acronimo di Istituto Nazionale per l'Assicurazione contro gli infortuni sul Lavoro, è un ente pubblico italiano che opera nella prevenzione degli infortuni sul lavoro e delle malattie professionali, nonché nella tutela dei diritti dei lavoratori.

Per svolgere le sue attività, l'INAIL raccoglie e analizza una vasta quantità di dati relativa agli infortuni sul lavoro, alle malattie professionali e alle condizioni di sicurezza e salute nei luoghi di lavoro. Questa raccolta dati è fondamentale per l'elaborazione di statistiche, l'identificazione delle principali cause degli infortuni, l'individuazione dei settori a rischio e l'adozione di misure preventive.

In concomitanza al fenomeno infortunistico, si può constatare come sia pressoché costante l'aumento delle denunce di malattie muscolo-scheletriche pervenute all'INAIL; unico calo significativo nel 2020, presumibilmente per via del COVID-19, rispetto al trend costante.

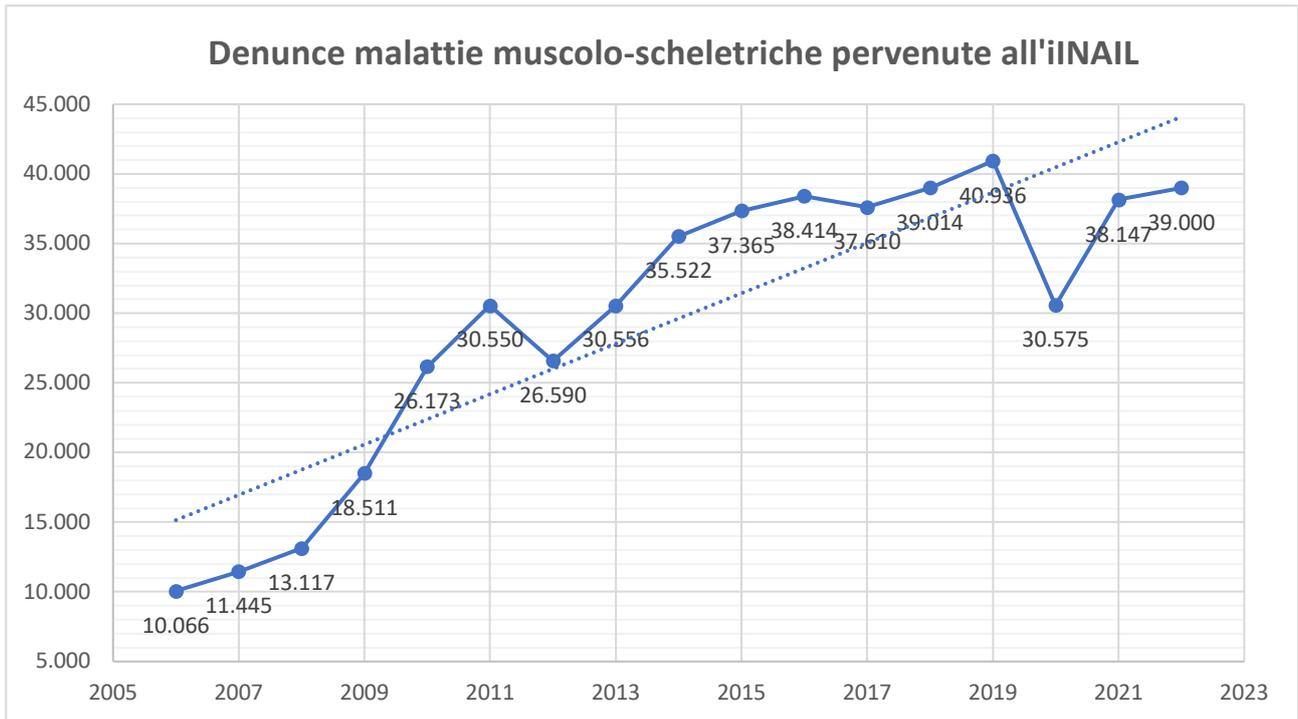


Grafico 1: INAIL- denunce di malattie muscolo-scheletriche pervenute all'INAIL dal 2006 al 2022.

Le denunce di malattia professionale del Sistema Osteomuscolare e del Tessuto Connettivo⁴ hanno sempre rappresentato la maggioranza delle denunce che negli ultimi 10 anni sono pervenute all'INAIL.

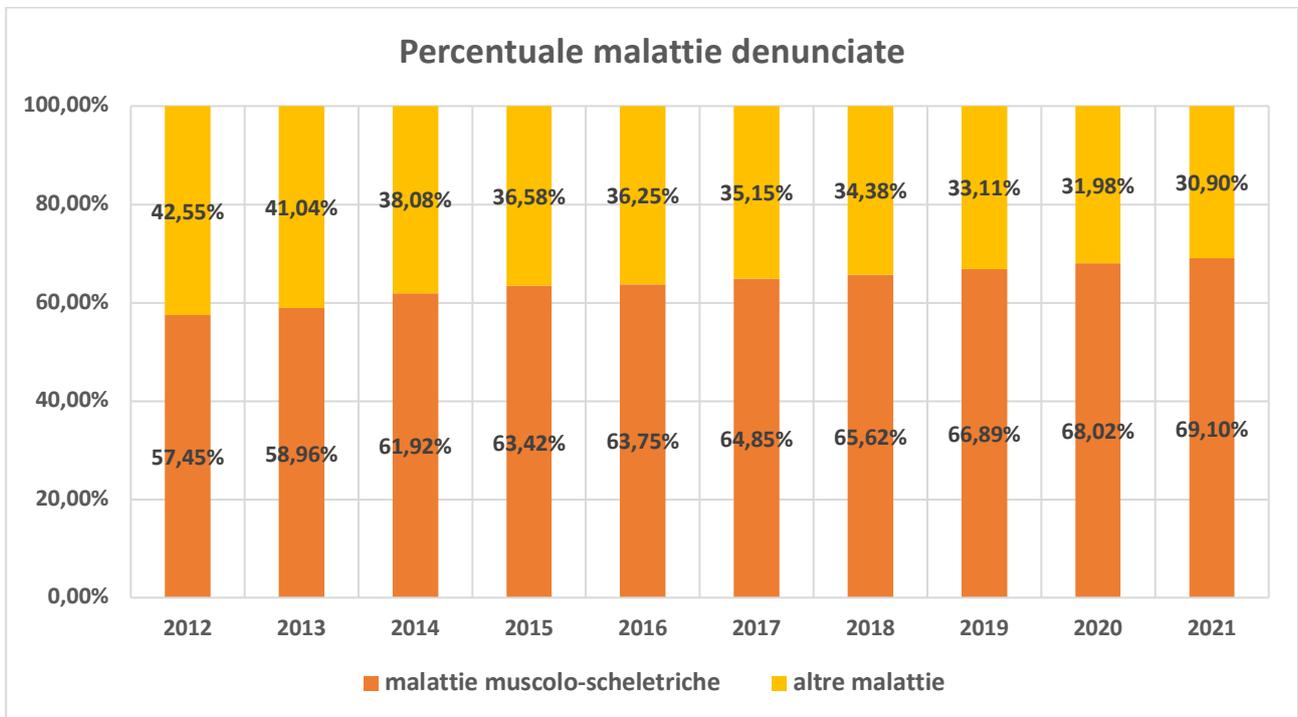


Grafico 2: INAIL- percentuale di malattie muscolo-scheletriche pervenute all'INAIL rispetto alle denunce totali dal 2012 al 2021

⁴ Sistema Osteomuscolare e del Tessuto Connettivo: Denominazione che l'INAIL utilizza per identificare le malattie professionali dovute da Sovraccarico Biomeccanico.

2.2 I dati dell'EWCS:

L' European Working Conditions Surveys (EWCS) è un programma di ricerca condotto dall'agenzia europea per la sicurezza e la salute sul lavoro (EU-OSHA) dal quale si sono estratti i dati che seguono (ultimo report del 2015).

L'obiettivo principale dell'EWCS è quello di fornire dati e informazioni effettivi sulle condizioni di lavoro in Europa al fine di promuovere una migliore comprensione dei fattori che influenzano la salute, la sicurezza e il benessere dei lavoratori.

È interessante osservare come sono distribuiti i vari fattori di rischio fisici tra i lavoratori italiani ed europei.

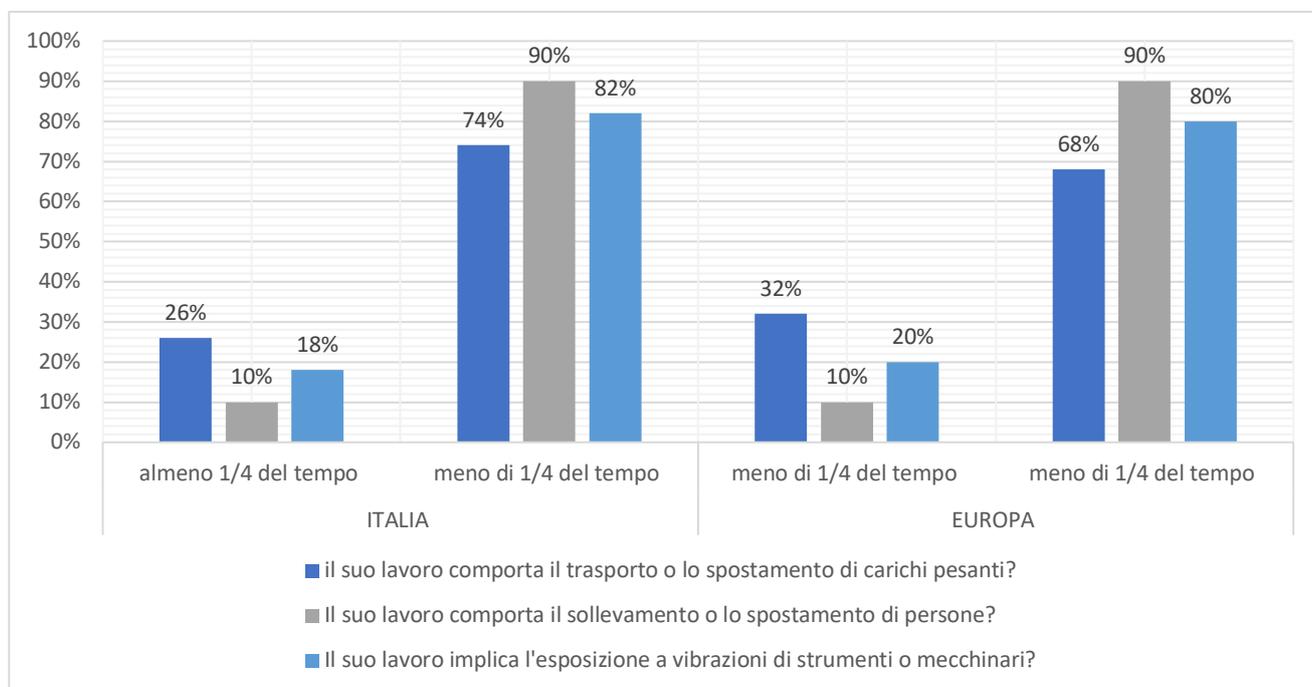


Grafico 3: EWCS 2015- percentuale di lavoratori che lavorano in luoghi di lavoro con i seguenti fattori di rischio fisici in Italia e nell'UE-28

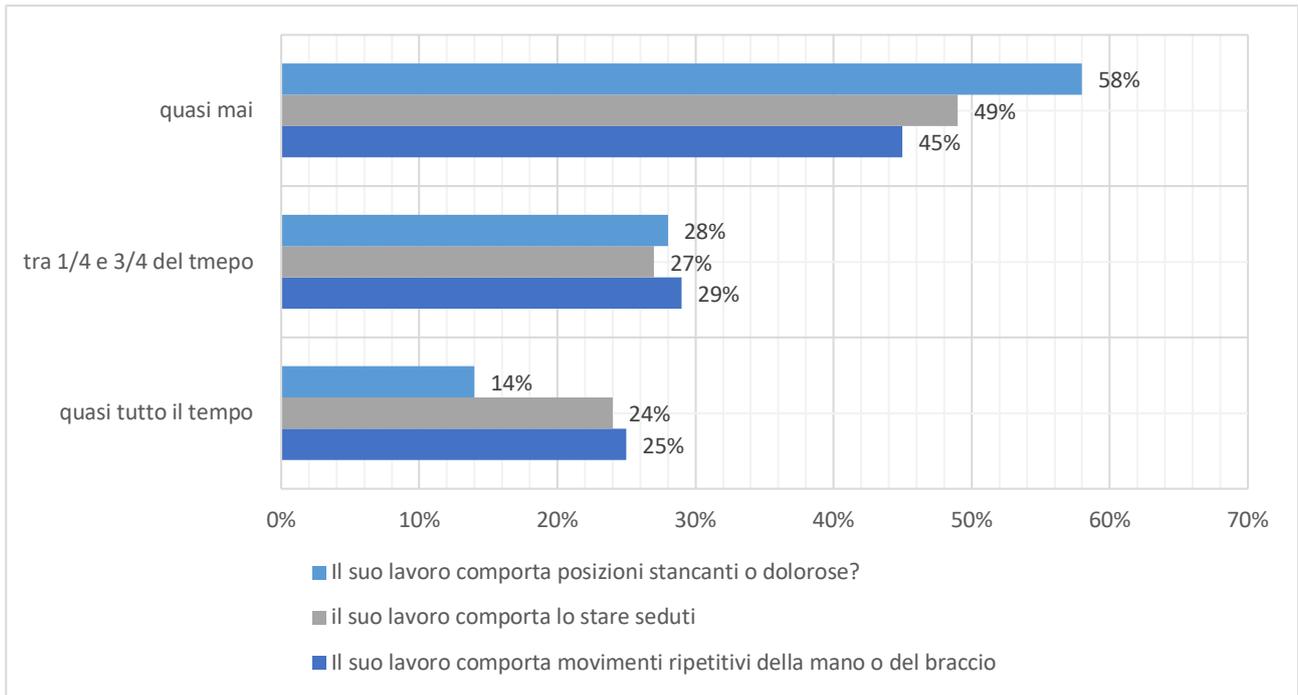


Grafico 4: EWCS 2015- percentuale di lavoratori che lavorano in luoghi di lavoro con i seguenti fattori di rischio fisici in Italia.

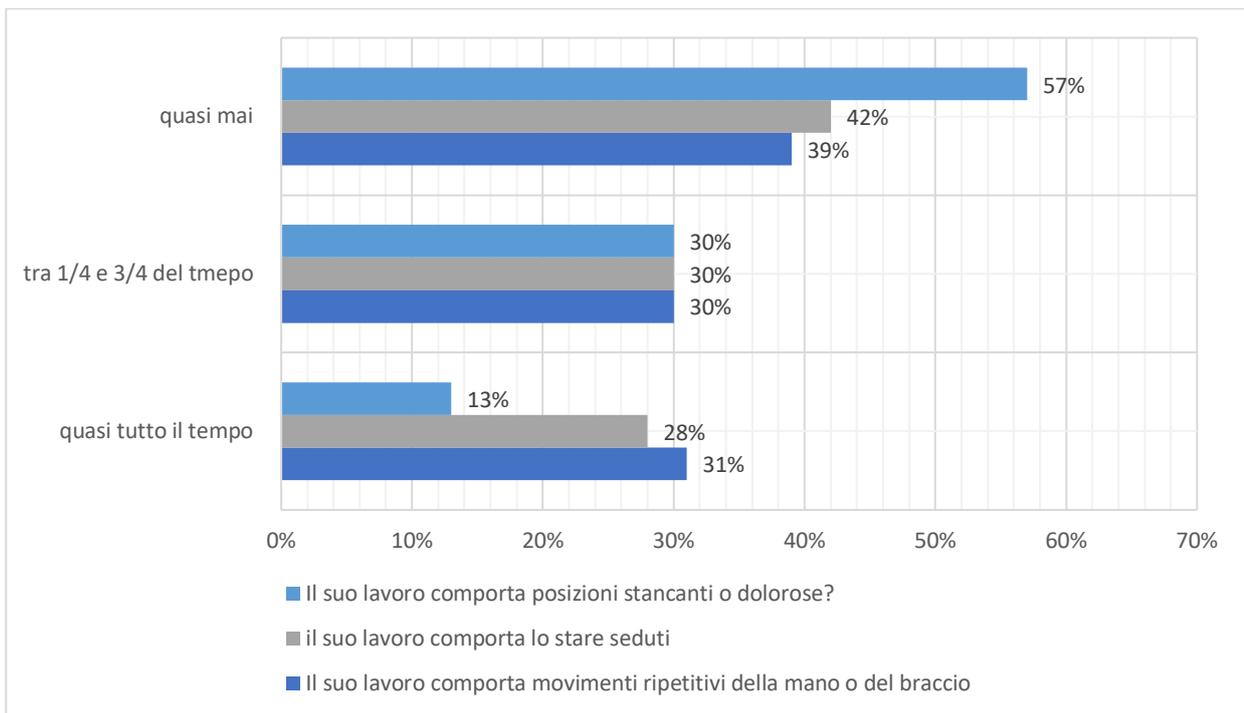


Grafico 5: EWCS 2015- percentuale di lavoratori che lavorano in luoghi di lavoro con i seguenti fattori di rischio fisici in Europa.

3. LA VALUTAZIONE DEL RISCHIO

La valutazione del rischio nella movimentazione manuale dei carichi è un processo fondamentale per poter indirizzare gli interventi, eventualmente necessari, al fine di ridurre il rischio di sovraccarico biomeccanico e il manifestarsi di malattie e disturbi del sistema muscolo-scheletrico.

3.1 Il D.lgs 81/08

Il Titolo VI del D.Lgs 81/08 e l'Allegato XXXIII recepiscono la direttiva Comunitaria 90/269/CEE, prevedendo i seguenti aspetti principali:

- 1) Campo di applicazione: definizione delle operazioni di movimentazione manuale dei carichi (sollevamento, traino spinta, trasporto di carichi e movimenti ripetitivi);
- 2) Strategia di gestione: identifica gli obblighi specifici del datore di lavoro delineando una precisa strategia in accordo con le misure e i principi generali di tutela. In particolare:
 - individuazione dei compiti che comportano una movimentazione manuale potenzialmente a rischio;
 - meccanizzazione dei processi in cui vi sia movimentazione dei carichi e, laddove non sia possibile, l'ausiliazione degli stessi con l'adozione di adeguate misure organizzative per la mitigazione del rischio di movimentazione manuale;
 - la sorveglianza sanitaria dei lavoratori addetti;
- 3) processi correlati: l'informazione, la formazione e l'addestramento dei lavoratori sulle corrette modalità di movimentazione.

Nell'Allegato XXXIII troviamo una lista dei diversi elementi lavorativi che se presenti, singolarmente o in modo reciprocamente correlato, comportano un rischio più o meno elevato per il rachide dorso-lombare. Gli elementi di riferimento: caratteristiche del carico, sforzo fisico richiesto, caratteristiche dell'ambiente di lavoro, esigenze connesse all'attività e fattori individuali di rischio.

L'articolo 15 del D.Lgs. 81/08 prevede che il datore di lavoro adotti le misure generali di tutela dei lavoratori che comprendono anche "la valutazione di tutti i rischi", *"il rispetto dei principi ergonomici nell'organizzazione del lavoro, nella scelta delle attrezzature e nella definizione dei metodi di lavoro e produzione, in particolare al fine di ridurre gli effetti sulla salute del lavoro monotono e di quello ripetitivo"*.

3.2 Normativa tecnica di riferimento

Le norme tecniche sono documenti che definiscono le specifiche tecniche e i requisiti per un determinato processo, prodotto, servizio o sistema. Le norme tecniche sono create da organizzazioni per la standardizzazione, come l'International Organization for Standardization (ISO), il Comité Européen de Normalisation (CEN) o l'Ente Nazionale Italiano di Unificazione (UNI), per promuovere l'armonizzazione e l'efficienza nella produzione, nell'uso e nello scambio di beni e servizi.

Nel caso della movimentazione manuale dei carichi e dei pazienti, il D.Lgs. 81/08 individua come norme di riferimento quelle della serie ISO 11228 e la ISO TR 12296, in particolare:

- UNI ISO 11228-1: Ergonomia – movimentazione manuale – parte 1: Sollevamento, abbassamento e trasporto;
- UNI ISO 11228-2: Ergonomia – movimentazione manuale – parte 2: Spinta e traino;
- UNI ISO 11228-3: Ergonomia – movimentazione manuale – parte 3: Movimentazione di bassi carichi ad alta frequenza.

Anche se ai fini del presente lavoro di tesi è stata utilizzata verranno approfondite maggiormente la norma ISO 11228-2 (valutazione del rischio da traino e spinta) si ritiene comunque utile fornire una breve panoramica dei metodi di valutazione dei rischi.

ISO 11228-1: Sollevamento, abbassamento e trasporto

La norma specifica si applica alla “movimentazione manuale di oggetti con massa di 3 Kg o più e a una velocità di cammino moderata, cioè compresa tra 0,5 m/s e 1,0 m/s, lungo una superficie orizzontale.”⁵ Inoltre, non considera: il mantenimento di oggetti, la movimentazione di persone o animali, il supporto di apparecchiature di ausilio al sollevamento, i lavoratori con disabilità e donne in gravidanza.

Lo scopo della norma 11228-1 è quello di definire i limiti consigliati per la massa degli oggetti che vengono movimentati, considerando le posture di lavoro, la frequenza e la durata del sollevamento. Questa norma tiene conto dello sforzo a cui sono sottoposte le persone che, durante le loro attività, devono eseguire anche la movimentazione manuale

⁵ Fonte: UNI ISO 11228-1:2021, Ergonomia – Movimentazione manuale – Parte 1: Sollevamento, abbassamento e trasporto

Il metodo di analisi del rischio si fonda sull'evoluzione del metodo NIOSH⁶ che si basa sul calcolo del peso raccomandato tramite un'equazione che, a partire da una costante di peso massimo sollevabile in condizioni di lavoro ideali, considera l'eventuale esistenza di elementi sfavorevoli, a cui vengono assegnati dei fattori demoltiplicativi che permetteranno di ottenere un peso raccomandabile che può essere sollevato in sicurezza nelle specifiche condizioni di lavoro.

Viene fornito un valore quantitativo (o qualitativo, nel caso della valutazione della presa) per ciascun elemento considerato unitamente al corrispondente fattore demoltiplicativo da utilizzare. La costante di peso iniziale viene moltiplicata per tutti i vari fattori demoltiplicativi fino ad ottenere il peso raccomandato per quella azione di sollevamento.

In particolare, i fattori demoltiplicativi sono:

- m_{ref} (massa di riferimento in Kg): varia in base al genere e all'età del lavoratore (maschio adulto 25 Kg; Femmina adulta 20 Kg; maschio con età inferiore ai 20 anni e superiore ai 45 anni 20 Kg; femmina con età inferiore ai 20 anni e superiore ai 45 anni 15 Kg);
- V_M (moltiplicatore di posizione verticale: $1-0,3[0,75-v]$, con v =altezza delle mani da terra (m).
- d_M (moltiplicatore di spostamento verticale): $0,82+(0,045/d)$; con d =dislocazione verticale (m)
- h_M (moltiplicatore di distanza orizzontale): $0,25/h$; con h =distanza orizzontale fra copro e centro del carico (m)
- α_M (moltiplicatore di asimmetria) $1-0,0032 \cdot 2x\alpha$; con α =angolo di asimmetria (gradi).
- c_M (moltiplicatore di presa):

Qualità della presa	Valori di c_M	
	Altezza <0,75 m	Altezza $\geq 0,75$ m
Buona	1,00	1,00
Sufficiente	0,95	1,00
Scarsa	0,90	0,90

- f_M (moltiplicatore per la frequenza e azioni al minuto): desunto dalla seguente tabella

⁶ NIOSH: National Institute for Occupational Safety and Health.

Frequenza di sollevamento numero di sollevamento/min	Valori di f_M					
	$t_L \leq 1 \text{ h}$		$1 \text{ h} < t_L \leq 2 \text{ h}$		$2 \text{ h} < t_L \leq 8 \text{ h}$	
	$V < 0,75 \text{ m}$	$V \geq 0,75 \text{ m}$	$V < 0,75 \text{ m}$	$V \geq 0,75 \text{ m}$	$V < 0,75 \text{ m}$	$V \geq 0,75 \text{ m}$
$\leq 0,2$	1,00	1,00	0,95	0,95	0,85	0,85
0,5	0,97	0,97	0,92	0,92	0,81	0,81
1	0,94	0,94	0,88	0,88	0,75	0,75
2	0,91	0,91	0,84	0,84	0,65	0,65
3	0,88	0,88	0,79	0,79	0,55	0,55
4	0,84	0,84	0,72	0,72	0,45	0,45
5	0,80	0,80	0,60	0,60	0,35	0,35
6	0,75	0,75	0,50	0,50	0,27	0,27
7	0,70	0,70	0,42	0,42	0,22	0,22
8	0,60	0,60	0,35	0,35	0,18	0,18
9	0,52	0,52	0,30	0,30	0,00	0,15
10	0,45	0,45	0,26	0,26	0,00	0,13
11	0,41	0,41	0,00	0,23	0,00	0,00
12	0,37	0,37	0,00	0,21	0,00	0,00
13	0,00	0,34	0,00	0,00	0,00	0,00
14	0,00	0,31	0,00	0,00	0,00	0,00
15	0,00	0,28	0,00	0,00	0,00	0,00
>15	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00

□ mA: peso in Kg effettivamente movimentato all'atto della valutazione

Risultati della valutazione sono:

- RML: limite di massa raccomandato in kg;
- LI (Lifting Index): indice di sollevamento;

VALORE DI LIFTING INDEX	LIVELLI DI ESPOSIZIONE/IMPLICAZIONE DEL RISCHIO	AZIONI RACCOMANDATE
LI < 1,0	Molto basso	Nessuna in generale per la popolazione lavoratrice.
1 < LI < 1,5	Basso	Prestare particolare attenzione a condizioni di basse frequenze/alto carico e alle posture estreme o statiche. Considerare tutti i fattori per riprogettare l'attività per abbassare il LI < 1,0
1,5 < LI < 2	Moderato	Ridisegnare i compiti e le postazioni di lavoro in accordo con le priorità per ridurre LI, seguito da analisi dei risultati per confermarne l'efficacia.
2 < LI < 3	Alto	Grande priorità nel modificare i compiti per ridurre l'indice di sollevamento (LI)
LI > 3,0	Molto alto	Sono necessarie immediate modifiche dei compiti per ridurre LI

Limiti del metodo NIOSH

Va comunque precisato che anche queste metodologie hanno delle limitazioni:

- sollevamento di carichi eseguito con due mani (nel caso venga sollevato con una mano sola, alla formula si applica un ulteriore fattore demoltiplicativo O_M pari a 0,6; diversamente, se viene svolto con due mani $O_M = 1$);
- sollevamento di carichi eseguito da una persona (nel caso venga sollevato da due o più persone alla formula si applica un ulteriore fattore demoltiplicativo ρ_m pari a 0,85; diversamente, se viene svolto da una sola persona $\rho_m = 1$);
- sollevamento di carichi svolto in posizione in piedi (non seduta o inginocchiata) in spazi non ristretti;
- altre attività di movimentazione manuale (trasporto, spingere a tirare) minimali;
- adeguata frizione tra piedi (suola) e pavimento;
- gesti di sollevamento eseguiti in modo non brusco;
- non comprende riferimenti per la movimentazione di pazienti o carichi animati;
- carico non estremamente freddo, caldo, non sporco o con il contenuto instabile;
- condizioni microclimatiche non sfavorevoli.

Inoltre, le mansioni in ambienti di lavoro realistici sono molto variabili, ad esempio: “circa 35% delle 1103 attività di sollevamento e abbassamento presentava almeno un parametro al di fuori degli intervalli accettabili, mentre la maggioranza dei lavoratori (62,8%) ha riportato altre attività di movimentazione manuale contrarie alle ipotesi formulate nello sviluppo dell’equazione”⁷

Infine, si deve ricordare che l’equazione NIOSH permette di definire il carico massimo che quella determinata categoria di lavoratori può sopportare in quel posto di lavoro e non il livello di rischio di quella mansione.

⁷ Fonte: Usability of the revised NIOSH lifting equation, Patrick G. Dempsey.

3.3 ISO 11228-2: spinta e traino

La Norma UNI ISO 11228-2 delinea i limiti raccomandati per le azioni di spinta e traino utilizzando l'intero corpo. Questa norma offre una guida per valutare i fattori di rischio considerati cruciali per migliorare le condizioni operative associate alle operazioni di spinta e traino. Tale processo di analisi si compone di due fasi (metodi) di approfondimento successivo, tramite le quali si procede innanzitutto all'individuazione delle potenziali minacce, quindi alla valutazione dell'entità del rischio e, infine, alla sua valutazione completa.

La normativa stabilisce che l'analisi del rischio derivante da attività di traino e spinta si sviluppa attraverso le seguenti tappe: individuazione del pericolo, stima del rischio, valutazione del rischio. Questo processo è descritto nella figura sottostante:

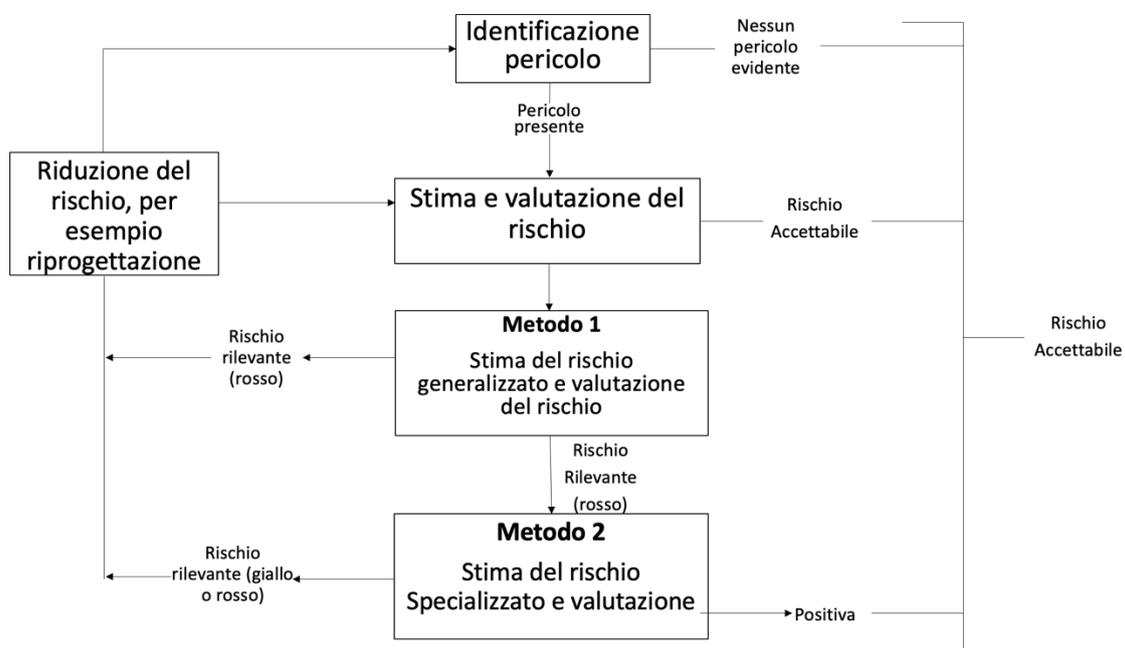


Diagramma di flusso ISO 11228-2

Metodo 1 – spinta e traino: lista di controllo di valutazione generale

Il primo metodo utilizza una checklist per individuare e valutare il livello di rischio associato alle attività di spinta e traino. Utilizzando dati psicofisici che definiscono i valori di riferimento delle forze iniziali e di mantenimento considerate sicure, si esegue una valutazione basata su variabili che caratterizzano l'attività, tra cui:

- L'altezza delle mani rispetto al suolo;
- La distanza della spinta o del traino;
- La frequenza delle spinte/traini, sia iniziali che di mantenimento;
- La composizione della forza lavoro, che sia interamente maschile, femminile o un gruppo misto di lavoratori;
- Consultare i prospetti per trovare forze accettabili iniziali e di mantenimento per il 90% della popolazione di utilizzatori prevista;

- Determinare o misurare le forze:
 - **Iniziali**: viene impiegata per vincere la resistenza dell'oggetto all'inerzia, sia nel momento di avvio di un movimento sia durante il cambio della sua direzione. Sono solitamente forze maggiori di quelle di mantenimento e dovrebbero, pertanto, essere mantenute a un livello minimo.
 - **Mantenimento**: è impiegata per sostenere e continuare il movimento dell'oggetto.

Si dovrebbero evitare frequenti operazioni di avvio, arresto e manovra dell'oggetto per mirare ad applicare forze in modo fluido e continuo.

Il primo passaggio necessario sarà compilare i prospetti durante la raccolta dei dati:

Primo prospetto: consiste in uno screening per determinare la presenza o assenza di rischio. In caso di esito positivo, sarà necessario procedere al prospetto successivo.

Secondo prospetto: implica l'identificazione delle posizioni lavorative, del personale coinvolto e del flusso operativo.

Terzo prospetto: si tratta di una checklist che contiene diverse domande relative a sei elementi da esaminare prima di rilevare le forze (il compito da eseguire, l'oggetto da spostare, le caratteristiche delle ruote o delle rotelle del carrello, l'ambiente lavorativo in cui viene eseguito il compito, le capacità individuali dell'operatore e qualsiasi fattore aggiuntivo).

Prospetto A.3.:

Quesiti da prendere in considerazione	Sì (=rischio)	No	Rischi e problemi potenziali (Prendere nota a grandi linee in questa colonna in previsione delle possibili azioni di miglioramento da intraprendere)	Suggerimenti/possibili azioni di miglioramento (cambiamenti possibili da eseguire su sistema/compito, carico, luogo di lavoro/posto, ambiente, comunicazioni necessarie)
Valutazione del compito – Sono presenti... - Movimenti ad elevata accelerazione per dare il via, arrestare o manovrare il carico? - Manici/prese al di fuori dell'area verticale compresa tra anca e gomito della popolazione di utilizzatori? - Movimenti a elevata velocità (oltre 1,2 m/s)? La presa manuale di un carico collocato posteriormente al corpo non è inclusa nell'ambito della presente parte della ISO 11228 e questa modalità di movimentazione dovrebbe essere evitata				
Il carico o l'oggetto da spostare...				

<ul style="list-style-type: none"> - È carente di buoni manici/prese? - Il carico è instabile? - La visione oltre/attorno al carico risulta limitata? <p>Se su rotelle/ruote...</p> <ul style="list-style-type: none"> - Il carico eccede i valori nominali delle rotelle/ruote? - La superficie del pavimento è in cattive condizioni oppure il pavimento causa altri problemi al funzionamento di rotelle/ruote? - Le ruote pivotanti sono inappropriate/inadeguate alla corretta manovrabilità? - I freni sono necessari per arrestare in sicurezza il movimento del carico? (se sono forniti freni – nessun rischio) - Se i freni sono utilizzati, sono efficaci? 				
<p>L'ambiente di lavoro – sono presenti....</p> <ul style="list-style-type: none"> - Spazi/porte stretti? - Spazi inadeguati per la curva/manovra? - Uno o più vincoli alla postura/posizionamento del corpo? - Pavimenti solcati/danneggiati/scivolosi? - Rampe/inclinazioni/superfici irregolari? - Pericoli di inciampo? - Condizioni di scarsa illuminazione? - Condizioni calde/fredde/umide? forti correnti d'aria? 				
<p>Capacità individuali – il lavoro...</p> <ul style="list-style-type: none"> - Richiede capacità inusuali? - Pone pericoli per chi soffre di problemi di salute? - Pone pericoli per le gestanti? - Richiede speciali informazioni/formazione? 				
<p>Altri fattori</p> <ul style="list-style-type: none"> - Movimento o postura sono intralciati dagli indumenti o dall'attrezzatura? Dispositivi di protezione individuale? 				
<p>Problemi di gestione e organizzazione – Si verificano casi di...</p> <ul style="list-style-type: none"> - Scarsa manutenzione/pulizia di carrelli/carrelli elevatori/superfici dei pavimenti? - Scarsa consapevolezza generale delle procedure di funzionamento/manutenzione? - Scarsa comunicazione tra gli utilizzatori delle attrezzature e gli acquirenti? 				

Quarto prospetto: si determinano delle forze iniziali e di mantenimento.

Quinto, sesto, settimo ed ottavo prospetto: richiedono la determinazione delle forze iniziali e di mantenimento considerate sicure per preservare il 90% della popolazione di lavoratori prevista. Dato che le misure del dinamometro sono espresse in Kg, mentre i riferimenti delle tabelle da A.5 ad A.8 sono in Newton, le misurazioni vengono adattate utilizzando il coefficiente di correzione 1 Kg=9,81 N.

A titolo esemplificativo si riportano solo due dei prospetti da A.5 a A.8:

Prospetto A.5.:

Altezza delle mani cm		Spinta a due mani - Massima forza accettabile iniziale - 90% della popolazione N															
		Frequenza di spinta															
		10/min 0,1667 Hz		5/min 0,0833 Hz		4/min 0,066 Hz		2,5/min 0,042 Hz		1/min 0,0167 Hz		1/2min 0,0083 Hz		1/5min 0,0033 Hz		1/8h 3,5x 10 ⁻⁵ Hz	
m	f	m	f	m	f	m	f	m	f	m	f	m	f	m	f	m	f
2 m di distanza spinta																	
144	135	200	140	220	150					250	170			260	200	310	220
95	89	210	140	240	150					260	170			280	200	340	220
64	57	190	110	220	120					240	140			250	160	310	180
8 m di distanza spinta																	
144	135					140	150			210	160			220	180	260	200
95	89					160	140			230	160			250	190	300	210
64	57					130	110			200	140			210	160	260	170
15 m di distanza spinta																	
144	135							160	120	190	140			200	150	250	170
95	89							180	110	220	140			230	160	280	170
64	57							150	90	190	120			200	130	240	150
30 m di distanza spinta																	
144	135									150	120			190	140	240	170
95	89									170	120			220	150	270	180
64	57									140	110			190	120	230	150
45 m di distanza spinta																	
144	135									130	120			160	140	200	170
95	89									140	120			190	150	230	180
64	57									120	110			160	120	200	150
60 m di distanza spinta																	
144	135											120	120	140	130	180	150
95	89											140	120	160	130	200	160
64	57											120	100	140	110	170	130

m: maschi f: femmine
Per una popolazione lavoratrice interamente maschile, usare i limiti per i maschi, per una popolazione interamente femminile o mista maschile/femminile, usare i limiti per le femmine. Altezze più basse delle mani sono sconsigliate.

prospetto A.8.:

Altezza delle mani cm		Traino a due mani - Massima forza accettabile iniziale - 90% della popolazione N																
		Frequenza di spinta																
		10/min 0,1667 Hz		5/min 0,0833 Hz		4/min 0,0667 Hz		2,5/min 0,042 Hz		1/min 0,0167 Hz		1/2min 0,0083 Hz		1/5min 0,0033 Hz		1/8h 3,5x 10 ⁻⁵ Hz		
m	f	m	f	m	f	m	f	m	f	m	f	m	f	m	f	m	f	
2 m di distanza spinta																		
144	135	80	50	100	80					120	100			150	110	180	150	
95	89	100	50	130	80					160	100			190	110	240	140	
64	57	110	40	140	80					170	90			200	100	250	130	
8 m di distanza spinta																		
144	135					60	60			100	90			120	100	150	130	
95	89					60	60			130	90			190	110	240	140	
64	57					70	50			140	80			170	90	200	120	
15 m di distanza spinta																		
144	135							60	40	90	60			100	80	130	110	
95	89							60	40	120	60			140	80	170	110	
64	57							70	40	120	60			150	70	180	100	
30 m di distanza spinta																		
144	135									70	50			90	70	130	100	
95	89									70	50			120	70	170	110	
64	57									70	50			130	60	180	90	
45 m di distanza spinta																		
144	135									50	50			80	70	100	90	
95	89									60	40			100	60	140	90	
64	57									60	40			110	60	150	80	
60 m di distanza spinta																		
144	135												60	40	60	50	90	70
95	89												70	40	90	50	120	70
64	57												80	30	90	50	120	60

m: maschi f: femmine
 Per una popolazione lavoratrice interamente maschile, usare i limiti per i maschi, per una popolazione interamente femminile o mista maschile/femminile, usare i limiti per le femmine. Altezze più basse delle mani sono sconsigliate.

Risultati finali

Il metodo 1 identifica due sole situazioni: presenza o assenza di rischio (rappresentate da rosso o verde, tuttavia, considera tre potenziali scenari che tengono conto dei risultati ottenuti dalla compilazione del **prospetto 3**, che riguarda la presenza di altri possibili fattori di rischio:

- Se le forze misurate (iniziali o di mantenimento) superano le forze consigliate, il rischio viene classificato come ROSSO;
- Se le forze misurate (iniziali o di mantenimento) sono inferiori a quelle consigliate, ma sono presenti numerosi fattori di rischio predominanti, il rischio viene classificato come ROSSO;
- In tutti gli altri casi, il rischio viene classificato come VERDE;

Metodo 2 – stima del rischio e valutazione specializzata del rischio

Il secondo metodo implementa un processo per calcolare in modo analitico i limiti della forza per le attività di spinta e traino a corpo intero. Questo calcolo si basa sulle caratteristiche demografiche e antropometriche della popolazione di lavoratori prevista, in particolar modo l'età, il genere e la statura.

Parte A – Derivazione dei limiti della forza agente basati sulla forza muscolare

Si determinano gli F_{Br}^8 attraverso la misurazione della forza statica, adattandoli in base alle caratteristiche della popolazione (età, genere ed altezza) e ai requisiti dell'attività lavorativa (frequenza, distanza delle operazioni di spinta e traino). L'individuazione dei limiti della forza muscolare avviene attraverso un processo in due fasi:

Fase 1: calcolare i "limiti di forza di base F_B " basati sulla forza muscolare;

Fase 2: ridurre F_B in base alla composizione della popolazione effettiva e le caratteristiche dell'azione da svolgere, il che porterà a F_{Br} .

Parte B – Derivazione dei limiti della forza azione basati sulla forza scheletrica

Vengono calcolati i limiti F_c^9 e i limiti F_{LS}^{10} su segmenti isolati della sezione lombare della colonna vertebrale: F_c dipende dalle caratteristiche della popolazione (età e genere), dunque i limiti spinali dipendono da profili demografici; mentre F_{LS} dipendono dalla forza scheletrica, dalle caratteristiche del compito (altezza lavorativa assoluta, direzione e azione della forza, modo d'azione) e dalla postura e statura del lavoratore.

⁸ F_{Br} : limiti di forza muscolare statica.

⁹ F_c : forza statica scheletrica.

¹⁰ F_{LS} : limiti forza agente.

Parte C – Derivazione dei limiti della forza agente.

Calcolare la F_L (forza massima permessa) implica la scelta del valore minimo tra il valore più basso F_{Br} e il limite di forza derivante dalla forza scheletrica, ottenuti rispettivamente dalla Parte A e B.

Parte D – Derivazione del limite di sicurezza

Trovare il limite di sicurezza in base al coefficiente di rischio moltiplicativo m_r , necessario per stabilire i criteri di soglia per definire le categorie di rischio verde, gialla e rossa del rischio. Questa valutazione del rischio è basata sulla forza reale risultante F_R e la forza limitante F_L determinata nella parte C.

COEFFICIENTE DI RISCHIO M_R	LIVELLI DI ESPOSIZIONE/IMPLICAZIONE DEL RISCHIO	AZIONI RACCOMANDATE
$F_R < 0,85 F_L$	Rischio accettabile Il rischio di malattia o lesioni è irrilevante o ad un livello accettabilmente basso per l'intera popolazione lavorativa	Nessun'azione, ovvero nessun riprogettamento necessario .
$0,85 F_L < F_R \leq 1,0 F_L$	Rischio accettabile con riserva C'è un rischio di malattia o lesioni che non può essere ignorato per l'intera popolazione o parte di essa	È necessaria una riprogettazione, qualora non fosse possibile, si devono attuare delle misure per controllare il rischio.
$F_R > F_L$	Rischio non accettabile C'è un alto rischio di malattia o lesioni che non può essere ignorato per l'intera popolazione lavorativa	È necessaria un'azione immediata per ridurre il rischio, come la riprogettazione, l'organizzazione del lavoro, l'istruzione e l'addestramento dei lavoratori.

4. ELETTROMIOGRAFIA DI SUPERFICIE

Il sistema muscolare scheletrico è un sistema composto da muscoli e ossa che lavorano sinergicamente per permettere il movimento del corpo. I muscoli scheletrici sono responsabili della contrazione muscolare, che è il processo mediante il quale i muscoli si contraggono per generare la forza necessaria al movimento.

Durante la contrazione muscolare, si verificano variazioni nell'attività elettrica del muscolo che possono essere rilevate attraverso un segnale elettromiografico. *“Il segnale elettromiografico si compone di semplici unità elettriche di base rappresentate dai potenziali d'azione che originano in un punto ben determinato delle fibre muscolari e si propagano lungo esse determinando la contrazione”¹¹.*

La tecnologia “classica” (EMG) che si utilizza per rilevare il segnale elettromiografico si serve di un elettrodo ad ago da inserire nella muscolatura, grazie a ciò, è possibile registrare l'attività del muscolo sia durante la contrazione sia durante la fase di riposo.

Diversamente, l'elettromiografia prelevabile sulla superficie della cute (EMGs) è “una metodica non invasiva che permette il rilevamento, il condizionamento e l'analisi del segnale elettrico generato dai muscoli scheletrici [...] prelevato da appropriati elettrodi posti sulla superficie della cute. Si definisce dunque segnale EMGs quel segnale interferenziale spazio-temporale dell'attività elettrica delle unità motorie situate in prossimità della superficie di rilevazione”¹². L'unità motoria è definita come il corpo cellulare e i dentriti di un motoneurone, i molteplici rami del suo assone e le fibre muscolari che lo innervano. Tale attività fornisce una chiara rappresentazione del modo in cui diversi elementi interagiscono tra loro: i motoneuroni, le fibre nervose e le placche. L'EMGs registra le risposte provenienti da questa complessa rete in risposta a stimoli volontari o riflessi, rivelando dettagli preziosi sul funzionamento del sistema neuromuscolare.

La forma d'onda del segnale che si ottiene permette di fornire indicazioni sull'intensità della contrazione muscolare, cioè quanto il muscolo si sta sforzando, o quanta forza sta generando. Ad esempio, una contrazione muscolare più intensa può essere associata a un'ampiezza maggiore nel segnale elettromiografico. Tuttavia esistono condizioni, ad esempio attivazione delle fibre veloci, in cui il segnale elettromiografico registra ampiezze rilevanti a causa della velocità elevata del movimento piuttosto che dallo sforzo effettivamente compiuto.

¹¹ Fonte: Principi di elettromiografia di superficie. Dal potenziale d'azione alle applicazioni nei diversi settori della medicina e dell'ingegneria, Alberto Ranavolo 2021.

¹² Fonte: Principi di elettromiografia di superficie. Dal potenziale d'azione alle applicazioni nei diversi settori della medicina e dell'ingegneria, Alberto Ranavolo 2021.

L'apparecchiatura utilizzata rileva un segnale superficiale riconducibile a più gruppi muscolari contemporaneamente, in quanto la finalità dell'analisi in campo ergonomico non è orientata alla verifica del funzionamento neuromuscolare di una singola unità funzionale, bensì alla valutazione della modalità di effettuazione del movimento nel suo complesso.

Ad ogni modo, si deve considerare che tutte le stime della forza muscolare tramite l'uso dell'EMGs sono attendibili solo se la persona analizzata è un soggetto sano, privo di patologie che coinvolgono il sistema muscolo-scheletrico.

Inoltre, attraverso il segnale elettromiografico è possibile stimare l'affaticamento muscolare che può essere definito come "la progressiva diminuzione della capacità del muscolo di generare forza ed è valutabile misurando il periodo durante il quale il muscolo riesce a mantenere un livello stabile di *"contrazione isometrica"*¹³.

Queste informazioni possono essere utili per valutare la forza e la fatica muscolare e permettere di acquisire informazioni utili per svolgere una valutazione del rischio da movimentazione manuale dei carichi personalizzata sul lavoratore.

Verranno di seguito descritte brevemente le sequenze fisiologiche che determinano la contrazione muscolare. Tutte le fibre muscolari scheletriche sono innervate da motoneuroni. Quando un motoneurone rilascia un neurotrasmettitore come l'acetilcolina, avviene una modificazione della permeabilità del sarcolemma, permettendo l'ingresso di ioni sodio nella fibra. Questo provoca la generazione di una corrente elettrica nota come potenziale d'azione, che si propaga lungo tutto il sarcolemma e, come risultato, induce la liberazione di ioni calcio dal reticolo sarcoplasmatico.

Le singole fibre muscolari, quando vengono correttamente stimulate, si contraggono completamente. Tuttavia, il muscolo, che è un organo costituito da molte di queste singole fibre, risponde agli stimoli in modo variabile, producendo risposte graduali.

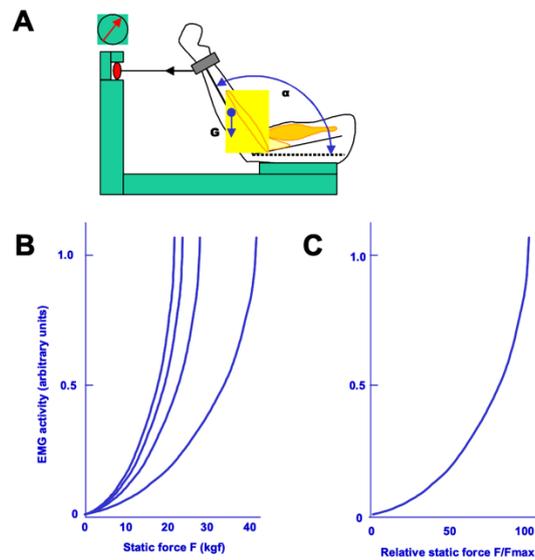
La contrazione muscolare può essere di tipo tetanico, caratterizzata cioè da una contrazione uniforme e sostenuta. Ciò avviene poiché il muscolo riceve stimoli nervosi in rapida successione, impedendo al muscolo di rilassarsi completamente tra una contrazione e l'altra. La forza della contrazione muscolare è direttamente correlata al numero di fibre muscolari coinvolte, ovvero un maggior numero di fibre in contrazione si traduce in una contrazione più intensa e potente.

Nel caso di un'intensa e prolungata attività muscolare, si verifica un affaticamento muscolare causato dall'accumulo di acido lattico nei muscoli e da una diminuzione dell'apporto di energia sotto forma di

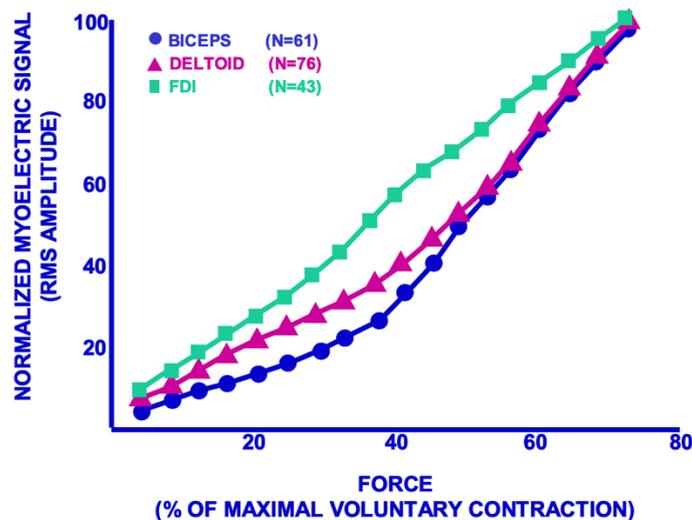
¹³ Contrazione isometrica: il muscolo si contrae senza accorciarsi o allungarsi.

ATP. Dopo l'esercizio, il deficit di ossigeno viene compensato attraverso una rapida e profonda respirazione.

L'attivazione muscolare, rilevabile attraverso l'acquisizione del segnale EMGs, rappresenta la fase iniziale per lo sviluppo della forza e ci si attende una relazione tra queste due misure. Il caso più comune è una relazione curvo-lineare: a livelli di forza più elevati, è richiesta una quantità maggiore di attivazione EMG per ottenere ulteriori aumenti nella forza:

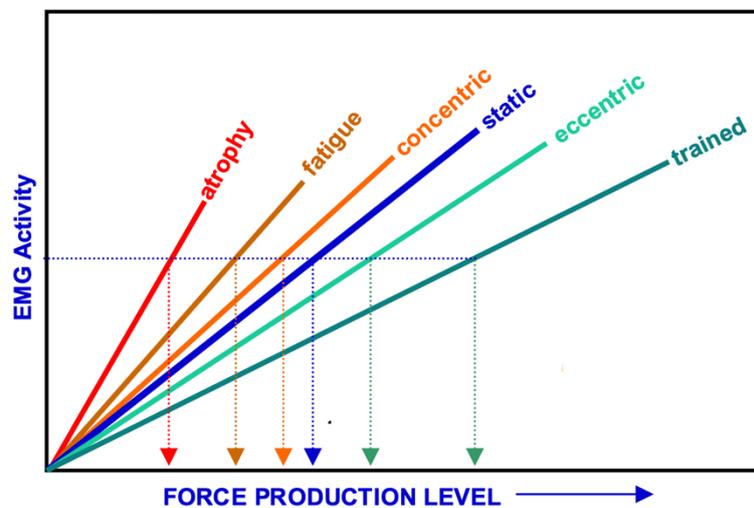


In determinate situazioni all'interno dei test di forza statica, in cui sia l'EMG che la forza vengono normalizzati al loro valore massimo, è possibile osservare che alcuni muscoli di dimensioni più ridotte tendono a presentare una relazione lineare diretta tra l'attivazione muscolare (EMG) e la forza esercitata:



Esaminare queste relazioni è cruciale quando l'EMG è utilizzato per calcolare la coppia muscolare nei modelli biomeccanici. Da un punto di vista pratico, come ad esempio nelle procedure di trattamento clinico, possiamo ragionevolmente dedurre che qualsiasi aumento nell'attivazione muscolare (EMG) si traduce in un aumento simile nella coppia e nella forza di compressione attorno a un'articolazione.

Il rapporto tra EMG e forza può essere utilizzato per valutare lo stato neuromuscolare, in particolare, il livello di allenamento di un muscolo. Durante contrazioni isometriche con la forza in costante aumento (ramping), i muscoli ben allenati evidenziano un marcato spostamento verso destra del rapporto tra EMG e forza, mentre i muscoli atrofici o poco allenati manifestano uno spostamento verso sinistra:



L'interpretazione del dato deve considerare anche la tipologia di fibre muscolari che vengono reclutate. Infatti, in presenza di movimenti rapidi o balistici l'ampiezza dei segnali risulta tendenzialmente più elevata dei livelli massimali raggiunti durante le contrazioni di tipo isometrico.

5. OBIETTIVI

La tradizionale valutazione del rischio traino-spinta si basa sull'utilizzo del dinamometro per misurare la forza esercitata dall'operatore durante le attività di movimentazione. Questa grandezza fisica rappresentava, di fatto, l'unica grandezza in modo relativamente agevole e preciso. Successivamente, i dati di forza misurati venivano associati ai livelli di fatica fisica percepita dai soggetti. Tuttavia, la misurazione della forza:

- non permette di sapere quali distretti muscolari vengono maggiormente utilizzati durante la movimentazione, bensì, fornisce solo un'indicazione delle forze esercitate sul corpo che viene movimentato;
- altera la tipologia di presa del carrello e la modalità con cui viene effettuata la movimentazione. Pertanto, specialmente in spazi stretti, l'utilizzatore è portato ad effettuare attività che normalmente non sono richieste in presenza di un controllo manuale diretto sull'attrezzatura. In definitiva il dinamometro non è uno strumento "trasparente" in quanto altera, talvolta in modo significativo, la modalità con cui viene effettuata l'attività di movimentazione;
- non permette di misurare l'azione di traino o spinta con determinati mezzi di trasporto materiali, ad esempio carriola o carrelli manuali a due ruote, in quanto non è possibile collegarlo in modo solidale ed adeguato;
- non permette di misurare alcuni movimenti (ad esempio spinta o traino con una sola mano del carrello) che, seppur non corretti, vengono svolti abitualmente dai lavoratori.

Pertanto, gli obiettivi di questo lavoro di tesi possono essere riassunti come segue:

- 1) utilizzo in parallelo del dinamometro e della tuta con sensori tessili inseriti nel tessuto per la rilevazione del segnale elettromiografico in movimentazioni di traino e spinta e successiva sincronizzazione dei segnali al fine di effettuare un confronto tra i dati forniti dalle due strumentazioni. L'obiettivo principale è quello di verificare la possibilità di fornire ulteriori informazioni utili alle fasi di valutazione con particolare riferimento all'indicazione dei distretti maggiormente attivati per generare le forze registrate con il dinamometro;
- 2) effettuazione di misurazioni con l'utilizzo della tuta con sensori integrati nel tessuto in attività di traino e spinta che non possono essere valutate con l'utilizzo del dinamometro (es. carriola).

6. MATERIALI E METODI

Il presente lavoro di tesi prevede l'utilizzo dei dispositivi indossabili con elettrodi integrati per la rilevazione del segnale elettromiografico di superficie (EMGs) unitamente al dinamometro per la rilevazione della forza, iniziale e di mantenimento, prevista dalle norme tecniche per la valutazione delle attività di traino e spinta.

Gli elettrodi contenuti nel tessuto sono posizionati in corrispondenza dei gruppi muscolari da rilevare. Infatti, contrariamente all'elettromiografia classica, questo dispositivo non prevede l'utilizzo di elettrodi dipolari da posizionare in corrispondenza del punto di innervazione da analizzare ma la rilevazione dell'attività elettrica proveniente da gruppi muscolari. Questa metodologia è stata oggetto di specifici studi di valutazione che risultano disponibili in letteratura¹⁴.

6.1 Materiali

Nel presente capitolo vengono descritti i materiali utilizzati nel presente elaborato di tesi.

Indumenti con elettrodi inseriti nel tessuto

Il dispositivo, nella sua configurazione completa, è costituito da:

- 1) MShort - pantaloncini
- 2) MShirt – maglietta
- 2) MBelt – cintura lombare

¹⁴ ;

- Finni T., Hu M., Kettunen P., et al. (2007) Measurement of EMG activity with textile electrodes embedded into clothin.
- Finni T., Hu M., Kettunen P., et al. (2012) Ventilatory threshold during incremental running can be estimated using EMG shorts.
- Steffi L. Colyer and Polly M. McGuigan (2018) "*Textile Electrodes Embedded in Clothing: A Practical Alternative to Traditional Surface Electromyography when Assessing Muscle Excitation during Functional Movements*".
- Steffi L. Colyer, Polly M. McGuigan (2018) "Textile Electrodes Embedded in Clothing: A Practical Alternative to Traditional Surface Electromyography when Assessing Muscle Excitation during Functional Movements"
- Kornelius Kraus "Functional Movement Screen, Aspects of Validity Reliability of Textile Electromyography Sensors"

I pantaloncini, in figura 1, misurano i seguenti gruppi muscolari:

- 1) Quadricipite: vasto laterale, vasto mediale, retto femorale;
- 2) Bicipiti femorali: Semimembranoso, bicipite femorale;
- 3) Glutei: principalmente gluteo massimo, gluteo medio.



Figura 1: pantaloncini, fronte, retro e taglie.

La maglia (figura 2), nella configurazione personalizzata a disposizione del percorso di studi, consente la rilevazione del segnale elettromiografico di superficie (EMGs) dei seguenti distretti (separati tra lato destro e sinistro):

- 1) Avambracci: combinazioni di estensori e flessori;
- 2) Bicipiti;
- 3) Tricipite;
- 4) Deltoide
- 5) Trapezio;
- 6) Pettorali;
- 7) Gran Dorsale.



Figura 2: maglia e taglie

La cintura lombare, figura 3, permette di misurare contemporaneamente l'attività muscolare dei muscoli multifido e del muscolo erettore spinale.



Figura 3: cintura lombare.

Di seguito viene riportata la disposizione degli elettrodi:

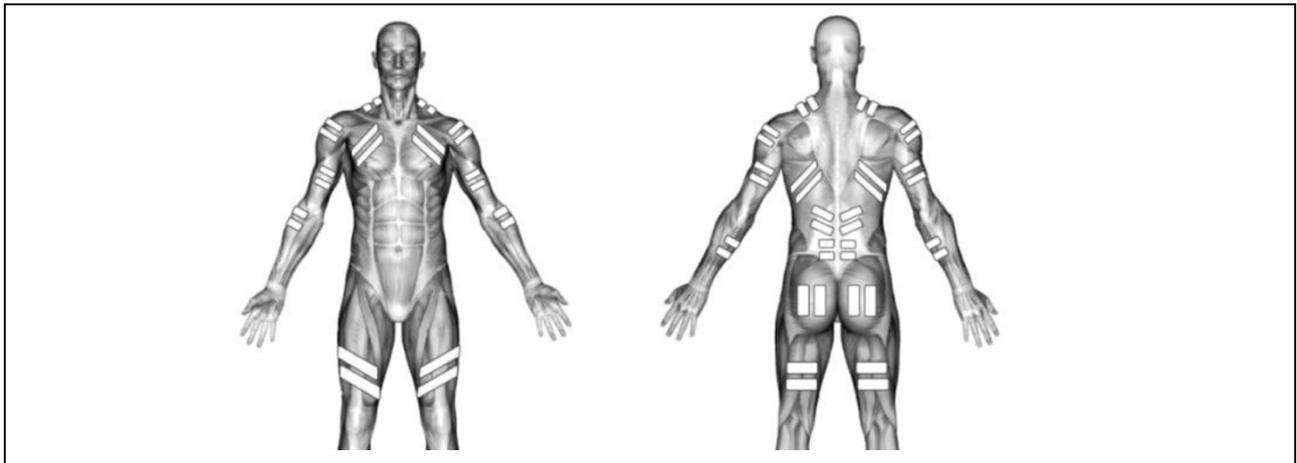


Figura 4: gruppi muscolari misurabili.

I segnali vengono acquisite da celle di acquisizione, denominate MCell (figura 5), che sono collocate sull'apparecchiatura attraverso specifici connettori.

Le celle di acquisizione, nella configurazione in dotazione, sono collocate come segue:

- tre sulla maglia (una per braccio e una sul petto);
- una sulla cintura lombare;
- una sui pantaloni.

Le Mcell hanno un'autonomia di 30 ore, se impostate con una frequenza di campionamento a 25 Hz, mentre di 45 minuti a una frequenza di 1000 Hz.

Le Mcell utilizzate nel presente studio sono dotate di piattaforma IMU integrata composta da accelerometri, giroscopi e magnetometri triassiali. Nella figura 7 vengono indicati gli orientamenti degli assi (x, y e z). È importante sottolineare che le celle vengono installate sugli indumenti all'interno di specifici connettori che sono posizionati talvolta in posizione orizzontale (MShort) e talvolta verticale (es. Mshirt e MBelt) e, pertanto, deve essere posta molta attenzione ad individuare l'asse corretta per l'analisi dei parametri dell'IMU.

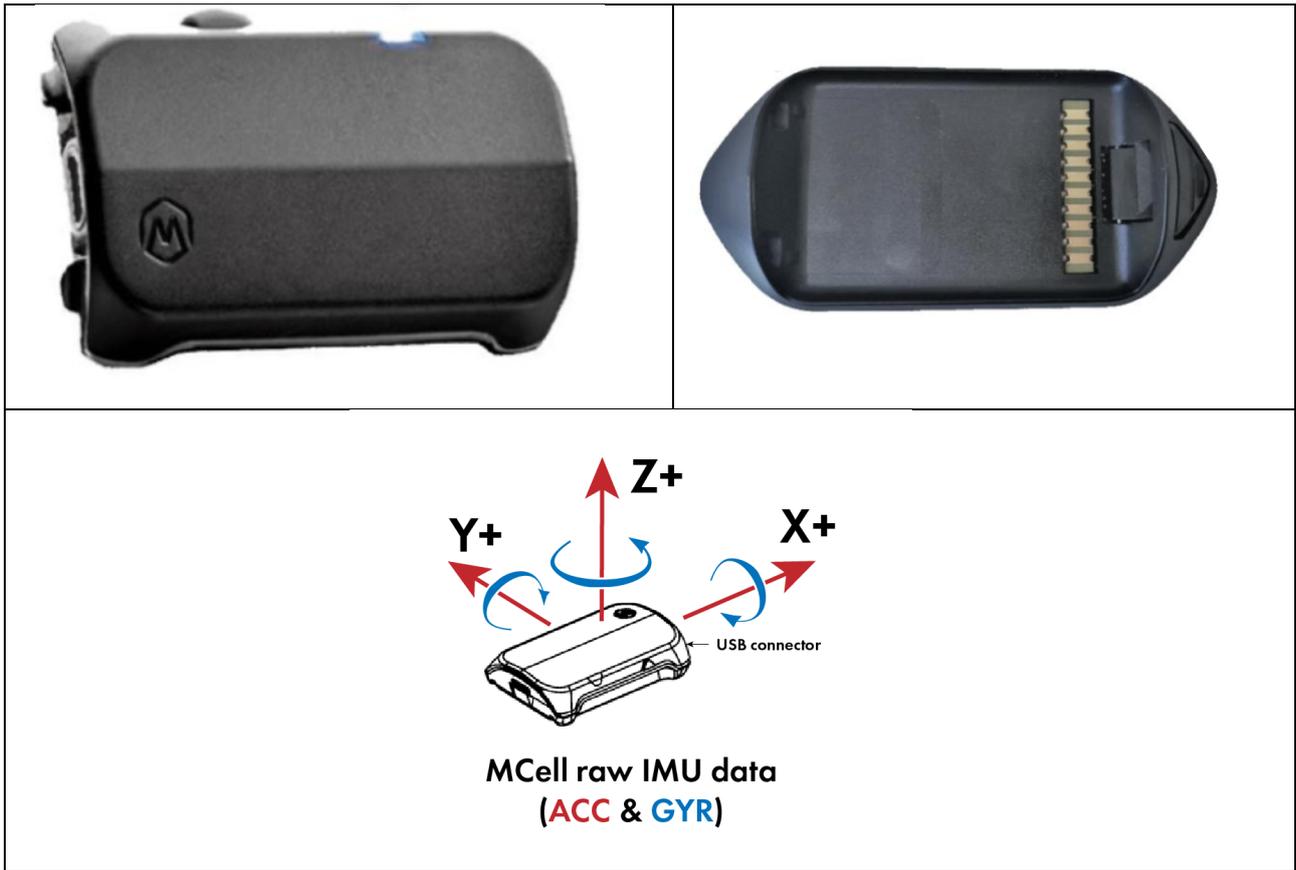


Figura 5: Mcell e indicazione degli assi.

Dinamometro

Il dinamometro utilizzato nelle misurazioni è il DIN ERGO 81-08 PRO-X (Figura 6), progettato e ideato dal Centro Italiano di Ergonomia, che permette di effettuare misurazioni istantanee dello sforzo compiuto durante la movimentazione in traino o spinta.



Figura 6: dinamometro DIN ERGO 81-08 PRO-X

Gli aspetti essenziali connessi con il dinamometro possono essere riassunti come segue:

- 1) Struttura: il dinamometro per il traino e la spinta è costituito da una base stabile a cui sono collegati dei manici che l'utilizzatore utilizza per esercitare la forza;
- 2) Sensore di forza: all'interno del dinamometro è presente un sensore di forza che è in grado di misurare la quantità di forza applicata sui manici.
- 3) Display e sistema di registrazione dei dati: il dinamometro è dotato di un display che mostra la forza esercitata in tempo reale e di un sistema di registrazione dei dati per l'archiviazione in chiavetta dei dati con una frequenza di campionamento impostabile non superiore a 5 Hz;
- 4) Calibrazione: prima dell'uso, il dinamometro deve essere calibrato per garantire misurazioni accurate.
- 5) Utilizzo: l'utente esercita la forza di trazione o spinta sui manici del dinamometro, il sensore di forza misura la quantità di forza applicata e la mostra sul display.

I dati relativi alle operazioni di traino o spinta vengono memorizzate in una chiavetta USB che consente il caricamento successivo delle misurazioni nel software in dotazione. L'applicativo OSTools permette di visualizzare le misurazioni in forma grafica e di sincronizzarle con il video dell'attività. Inoltre, consente di individuare automaticamente i valori di picco e il valore medio di ogni movimentazione, in conformità con quanto prescritto dal D.Lgs 81/08 e dalla norma internazionale UNI ISO 11228-2, con una frequenza di campionamento di 200 ms (5 Hz).

Software

I programmi Biomovie (figura 7) e LagalaColli sono dei software che permettono di sincronizzare i segnali elettromiografici (EMGs) acquisiti dalla tuta sensorizzata con i video dell'attività ed analizzare i dati ottenuti in forma grafica. I software, avendo funzionalità diverse vengono utilizzati in parallelo.

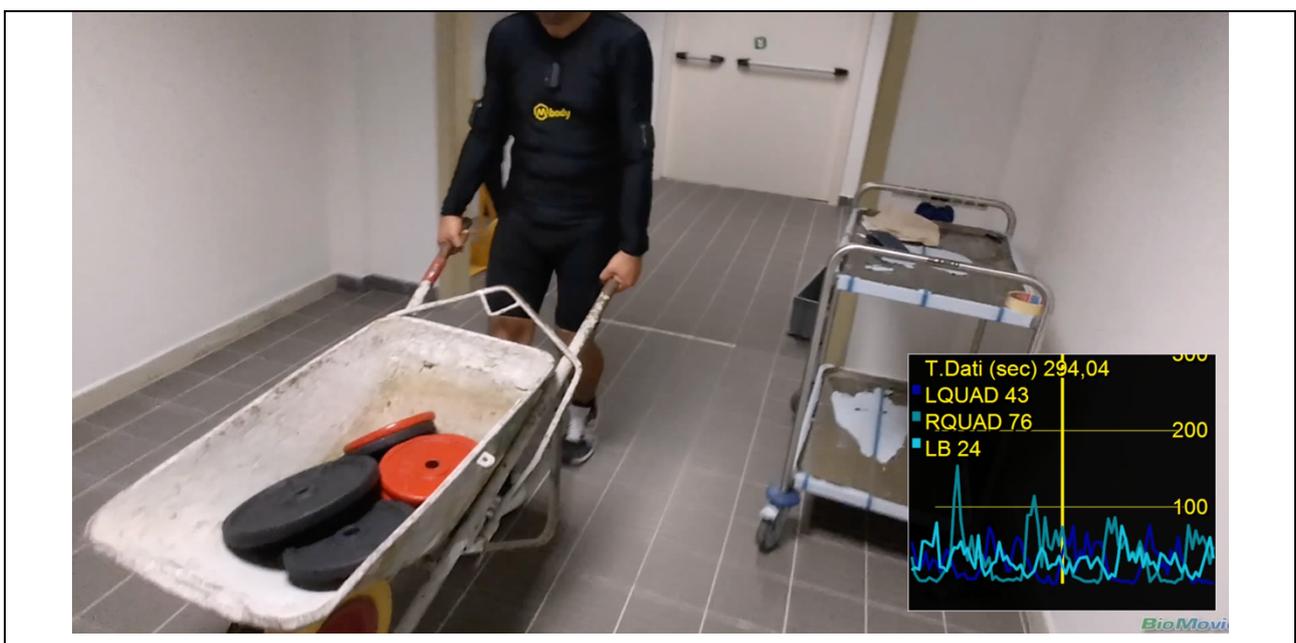


Figura 7: Esempio output

In generale, attraverso l'utilizzo dei software LagalaColli è possibile visionare in diretta i dati delle 5 celle di acquisizione (3 MShirt, 1 MBelt e 1 MShort) al fine di sincronizzarli con il video dell'attività svolta. Una volta sincronizzati i dati, attraverso l'individuazione dei tempi di attivazione reciproca delle MCell, è possibile creare un file unico con tutte le misure.

Quest'ultimo viene caricato sul software Biomovie con cui è stato prodotto un video che contiene il grafico da cui è possibile osservare, in tempo reale, l'andamento dei dati elettromiografici in relazione al tempo. Dall'analisi del video sono stati ricavati i tempi di inizio e fine delle attività di movimentazione da analizzare.

I software consentono l'effettuazione di una molteplicità di analisi ulteriori che, tuttavia, non sono state utilizzate nel presente lavoro di tesi.

Fogli di calcolo

Per l'elaborazione dei dati sono stati creati alcuni fogli di calcolo in Excel. In particolare:

1. il primo foglio di calcolo consente di allineare le frequenze di campionamento delle diverse attrezzature utilizzate al fine di consentire la sincronizzazione dei dati e la visione in parallelo degli stessi. In particolare, il dinamometro acquisisce il segnale ad una frequenza massima pari a 5 Hz (5 misurazioni al secondo) mentre le MCell consentono l'esportazione dei valori, acquisiti ad una frequenza di 1000 Hz, ad una frequenza di 25 Hz (25 misure al secondo) o 1 Hz (1 misura al secondo). Considerata la necessità di analizzare movimenti rapidi (es. forza iniziale) si è deciso di utilizzare i dati esportati a 25 Hz. Pertanto, per assicurare l'allineamento dei dati di forza (dinamometro) con quelli di natura elettromiografica (EMGs) e fisica (accelerazione, inclinazione, ecc.) si è deciso di creare un file Excel per l'interpolazione lineare dei dati del dinamometro al fine di ottenere una serie di valori con frequenza pari a 25 Hz. Di seguito si riporta, a titolo indicativo, una schermata:

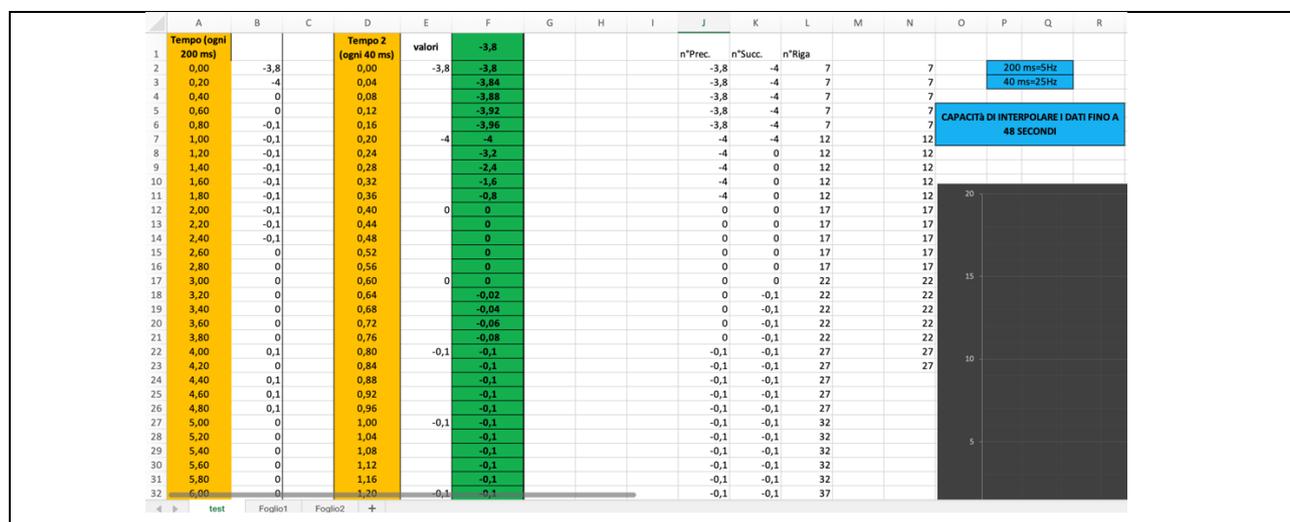


Figura 8: programma Excel per interpolare i dati.

2. Il secondo foglio di calcolo consente l'extrapolazione dei dati relativi ad una singola attività di movimentazione attraverso l'inserimento del tempo di inizio e fine della stessa. Per ogni gruppo muscolare viene fornita una prima analisi statistica di tipo descrittivo che prevede i seguenti parametri:

- valori di tendenza centrale (media e mediana);
- Root Mean Square (RMS);
- Quartili (Q1 e Q3);
- 95° percentile.

Successivamente, è stata calcolata anche la deviazione standard che, vista la variabilità fisiologica dei dati, è normalmente elevata.

	LWF	LWE	LTRIC	LBIC	LDEL	LTRAP	RTRAP	LPECT	RPECT	LLD	RLD	RWF	RWE	RTRIC	RBIC	RDEL
Mediana	16	27	6	10	13	28	25	4	7	3	3	19	27	11	16	25
Max	44	46	13	32	35	104	78	14	27	14	28	35	52	28	48	70
RMS	18,88887	28,27062	6,831301	14,40638	15,25111	38,23106	30,79616	4,955946	9,397648	4,513139	6,339794	20,47206	29,06073	13,73688	20,51102	32,85
ARV	17,42105	27,22807	6,315789	12,77193	13,54386	32,42105	27,24561	4,280702	7,789474	3,77193	4,438596	19,17544	27,75439	12,24561	17,89474	28,66667
Q1	12	21	5	8	8	18	15	3	4	2	2	13	22	7	10	17
Q2	16	27	6	10	13	28	25	4	7	3	3	19	27	11	16	25
Q3	21	33	8	17	17	44	36	5	9	5	5	24	33	17	23	38
95p	31	41,2	11,2	25,4	28,4	63,6	44	9,4	18	7,4	7,6	31	42,2	24	37,2	57,8
Elapsed tir	LWF	LWE	LTRIC	LBIC	LDEL	LTRAP	RTRAP	LPECT	RPECT	LLD	RLD	RWF	RWE	RTRIC	RBIC	RDEL
46,84	16	19	5	8	13	40	23	2	2	2	2	10	13	4	8	6
46,88	18	19	5	10	13	25	23	4	3	2	3	14	14	4	9	4
46,92	19	26	6	9	17	21	18	14	5	4	5	19	12	4	4	8
46,96	18	21	6	12	14	18	11	3	3	1	2	13	20	11	30	14
47	19	33	8	14	19	25	27	2	4	2	2	31	25	6	11	9
47,04	21	20	13	24	26	20	16	4	2	2	2	19	15	10	13	17
47,08	31	31	8	15	15	41	16	3	3	2	2	21	33	9	11	6
47,12	28	33	8	13	17	37	13	4	3	2	2	27	27	6	7	12
47,16	20	27	5	10	32	51	15	3	4	1	2	28	22	6	6	17
47,2	19	30	11	27	24	22	32	8	1	2	3	19	26	12	14	11
47,24	19	24	12	15	28	49	20	5	3	2	2	25	32	7	18	25
47,28	15	26	3	6	13	54	39	4	3	3	7	35	35	9	11	19
47,32	21	29	4	9	16	47	34	4	3	4	6	18	23	17	28	16
47,36	12	27	9	11	14	31	32	4	10	2	2	30	33	14	22	43
47,4	7	15	5	7	5	53	25	8	5	2	5	14	21	5	6	30
47,44	20	37	5	13	16	79	20	4	5	2	3	25	27	12	11	46
47,48	13	18	6	9	35	26	36	3	7	1	2	21	18	11	42	23
47,52	15	35	10	32	30	44	15	3	24	14	3	29	38	17	10	45
47,56	10	22	6	24	14	13	36	4	6	2	3	19	29	11	13	21
47,6	13	41	5	10	20	4	43	3	7	2	7	16	30	14	14	49
47,64	17	30	6	22	13	41	30	6	7	4	4	19	17	15	22	31
47,68	11	42	2	4	6	43	22	5	8	2	2	10	23	7	13	29

Figura 9: programma Excel di extrapolazione dati.

Il foglio di calcolo consente anche l'effettuazione della normalizzazione dei dati rispetto ai valori di riferimento (massima contrazione volontaria – MCV – oppure valore di riferimento sub-massimale) impostati per ogni singolo gruppo muscolare. Questa procedura consente, in linea generale, il confronto dei segnali tra soggetti diversi. Tuttavia, considerato che il presente lavoro è uno studio di tipo esplorativo in cui è stato analizzato un solo soggetto il processo di normalizzazione è stato effettuato solamente per poter confrontare il grado di attivazione dei gruppi muscolari del soggetto durante le movimentazioni.

Tale accorgimento si rende necessario in quanto i valori assoluti di attivazione dei differenti gruppi muscolari non sono confrontabili tra loro (es. trapezio vs pettorali) ma solamente tra diverse attività (es. trapezio nella spinta del carrello da 80 kg con le gambe vs. trapezio nella spinta del carrello da 80kg con le braccia).

Carrello

Per effettuare alcune delle prove è stato utilizzato un carrello a due ripiani (figura 10) con 4 ruote pivotanti del peso di circa 5 Kg e un'altezza di presa di 93,5 cm (rientrante nell'altezza ritenuta ergonomicamente preferibile secondo la 11228-2).



Figura 10: carrello a due ripiani.

Carriola

Per poter svolgere le prove senza l'utilizzo del dinamometro è stata utilizzata una carriola tradizionale con altezza dei manici in movimento di circa 74 cm.



Figura 11: carriola

Pesi di ghisa

Sono stati utilizzati dei dischi in ghisa per standardizzare i pesi trasportati nelle singole prove. In totale, i dischi avevano un peso complessivo di 80 Kg.



Figura 12: dischi in ghisa.

Materiale per le prove di normalizzazione

Le prove di normalizzazione prevedono l'effettuazione di specifici esercizi standardizzati forniti dal produttore per consentire di parametrare i segnali rilevati durante lo svolgimento del task da analizzare in funzione di un valore di riferimento massimale (Massima Contrazione Volontaria) o sub-massimale.

Al fine di consentire la riproducibilità delle prove è stato creato un set di materiali che viene utilizzato con tutti i soggetti sottoposti ad indagine. La composizione del kit è la seguente:

- tavola in legno (figura 13) dotata di ganci specificamente prodotta per assicurare le cinghie utilizzate negli esercizi;



Figura 13: tavola in legno.

- cinghia non estensibile regolabile in lunghezza;
- sedia.

6.2 Metodi

Nella presente sezione verranno indicate nel dettaglio le metodologie che sono state utilizzate durante l'effettuazione delle prove al fine di assicurare la ripetibilità delle stesse in eventuali studi di approfondimento futuro.

In fase iniziale si era deciso di analizzare attività di traino e spinta effettuate in contesti operativi (attività di movimentazione letti nelle strutture sanitarie) abbinando l'utilizzo degli indumenti con sensori tessili integrati nei tessuti all'utilizzo del dinamometro tradizionale.

Sono stati effettuate specifiche misurazioni nell'ambito degli incontri con il gruppo regionale per la gestione del rischio da movimentazione manuale composto da referenti dei servizi di prevenzione e protezione di tutte le strutture sanitarie. In particolare, sono state effettuate attività di movimentazione di letti con l'utilizzo (o meno) del blocco direzionale, con l'ausilio di un secondo operatore oppure svolgendo attività, spesso effettuate dal personale di reparto, che rientrano nell'ambito dei comportamenti non corretti. Dall'analisi dei dati ci si è resi conto che, per raggiungere gli obiettivi del presente lavoro di test, tali attività erano troppo complesse.

Per tale motivazione si è deciso di procedere alla creazione di un task laboratoriale con caratteristiche definite che consentano, in futuro, la possibilità di ripetizione.

L'attività consisteva nello svolgimento di attività di traino e spinta lungo un percorso rettilineo, della lunghezza di 15 m, privo di disconnessioni (pavimento in piastrelle). Le prove hanno previsto l'utilizzo di due attrezzature di ausiliazione (carrello con 4 ruote pivotanti e carriola) che venivano movimentate (in traino ed in spinta), con livelli di carico differenziati (20,40 e 80 kg). Il presente studio ha coinvolto esclusivamente un soggetto in quanto lo scopo era quello di verificare la fattibilità tecnica e la tipologia di outcome ottenuto per ciascun obiettivo (sincronizzazione dei valori elettromiografici e di forza misurati, individuazione dei distretti corporei maggiormente sollecitati, andamento dell'accelerazione registrata dai sensori inerziali durante le attività di movimentazione).

Si sottolinea che, per verificare la capacità di determinazione dei distretti maggiormente attivati attraverso l'analisi del segnale elettromiografico di superficie, si è deciso di ripetere ogni prova chiedendo al soggetto di avviare la movimentazione (sia in traino che in spinta) in due modalità diverse: attraverso le gambe (primo caso) oppure spingendo prevalentemente con le braccia (secondo caso).

Per ogni test sono state effettuate 3 ripetizioni.

Pertanto è possibile riassumere le prove effettuate con la seguente tabella:

Mezzo di ausiliazione	Indicazione per l'avvio della movimentazione	Peso trasportato		
		20 Kg	40 Kg	80 Kg
Carrello a 4 ruote pivotanti	Spinta arti inferiori	Test 1	Test 2	Test 3
	Spinta arti superiori	Test 4	Test 5	Test 6
Carriola	Spinta arti inferiori	Test 7	Test 8	Test 9
	Spinta arti superiori	Test 10	Test 11	Test 12

Al soggetto è stata fornita l'indicazione di effettuare la movimentazione ad un ritmo sostenuto.

Di seguito verranno descritte dettagliatamente le diverse fasi effettuate:

1) Vestizione ed attività di set-up della tuta

- applicazione della crema fornita dal produttore sulle parti della pelle dove saranno posizionati i sensori degli indumenti;
- utilizzare uno spruzzino per inumidire con acqua tutti i sensori della tuta al fine di migliorare l'aderenza degli stessi alla cute;
- individuare la taglia corretta degli indumenti nel rispetto delle indicazioni del produttore. Le attrezzature devono assicurare una buona aderenza con la tuta in quanto, in assenza di questa condizione, si introdurrebbero degli errori nel segnale elettromiografico rilevato;
- indossare gli indumenti nel seguente ordine assicurandosi che non vi siano interposizioni tra i sensori della tuta e la pelle:
 - a) cintura lombare (MBelt): la cintura deve essere posizionata in modo che il bordo superiore della chiusura di serraggio sia collocata in corrispondenza della cresta iliaca. Inoltre, deve essere verificata la centratura della stessa rispetto alla colonna vertebrale in modo da evitare possibili alterazioni nelle misure del lato sinistro e destro;
 - b) pantaloncini (MShorts): al soggetto è stata fornita della biancheria di carta monouso conformata in modo da evitare possibili interferenze con i sensori (glutei). È stato verificato accuratamente il posizionamento dei pantaloni rispetto alla cintura lombare in modo da evitare possibili errori di rilevazione (la cintura lombare deve stare sotto ai pantaloni ma senza alterare il contatto dei sensori per la rilevazione dell'attività muscolare dei glutei con la cute);
 - c) maglietta (MShirt): è stata indossata la maglietta aiutando il soggetto nella chiusura della cerniera posteriore. Sono stati indossati specifici accessori forniti dal produttore (fascia per migliorare l'aderenza del pezzo e bretelle per assicurare l'adesione dei sensori del muscolo trapezio).

- 2) sincronizzazione dell'orario delle singole celle di acquisizione (MCell) rispetto all'orario del PC attraverso la sincronizzazione delle stesse con il software MuscleMonitor. Questa procedura si rende necessario perché non è presente un clock interno alle singole celle;
- 3) inserimento delle MCell all'interno dei connettori;
- 4) avvio del video per consentire l'interpretazione dei dati ottenuti;
- 5) accensione del dinamometro (solamente nelle misure con il carrello a 4 ruote) che era stato preventivamente agganciato alla maniglia del carrello con l'ausilio di 4 fascette elettriche, avvio della misurazione e della contestuale memorizzazione dei dati nella chiavetta USB inserita nell'apposita porta;
- 6) avvio manuale delle 5 MCell schiacciando il pulsante posto su di esse fino all'accensione della luce verde ed alla percezione di una vibrazione singola;
- 7) effettuazione, da parte di un collaboratore, di un avvio (spinta) con velocità massima utile alla sincronizzazione del segnale del dinamometro rispetto al video;
- 8) effettuazione delle attività di movimentazione in traino e spinta, come descritte nella tabella riassuntiva dei task sopra riportata, avendo cura di effettuare 3 ripetizioni per ogni test.
- 9) conclusione della misurazione con il dinamometro e spegnimento delle singole celle premendo il medesimo pulsante utilizzato per l'accensione fino alla percezione di 3 vibrazioni successive.

I punti della procedura dall'accensione del dinamometro alla disattivazione delle MCell sono stati ripetuti per ogni test. Questo accorgimento si è reso necessario per evitare possibili lievi desincronizzazioni nell'acquisizione del segnale elettromiografico tra le diverse celle. Infatti, ognuna delle 5 MCell acquisisce il segnale in modo indipendente dai canali di misurazioni ad essa afferenti (es. braccio sinistro, petto, braccio destro, ecc).

Per quanto attiene alle prove di traino e spinta effettuate con la carriola sono state chiaramente attivate esclusivamente le componenti per la rilevazione del segnale elettromiografico.

Prima dell'effettuazione dei test sperimentali sono state effettuate le prove di normalizzazione. Questo accorgimento riveste particolare importanza per assicurare la possibilità di effettuare confronti tra soggetti diversi oppure tra gruppi muscolari diversi del medesimo soggetto. Infatti, il valore assoluto del dato elettromiografico può essere confrontato, in assenza di normalizzazione, solamente con il medesimo gruppo muscolare dello stesso soggetto in prove diverse (es. confronto dei livelli di attivazione del deltoide sinistro del soggetto tra il test 1 ed il test 2).

Le prove di normalizzazione indicate dal produttore ricalcano l'impostazione, consolidata in letteratura, che è orientata all'ottenimento di un livello di massima contrazione volontaria (MCV) durante un esercizio standardizzato di tipo isometrico. L'utilizzo di tale modalità di normalizzazione

deve essere attentamente valutato in presenza di movimentazioni dinamiche ad elevata velocità. In tali casi il pattern di attivazione neuro-muscolare potrebbe prevedere livelli di segnale elettrico molto elevati riconducibili all'attivazione precoce delle fibre veloci. Il test M.C.V. permette di ottenere i valori di "massima contrazione volontaria" di determinati gruppi muscolari di interesse tramite lo svolgimento di esercizi mirati.

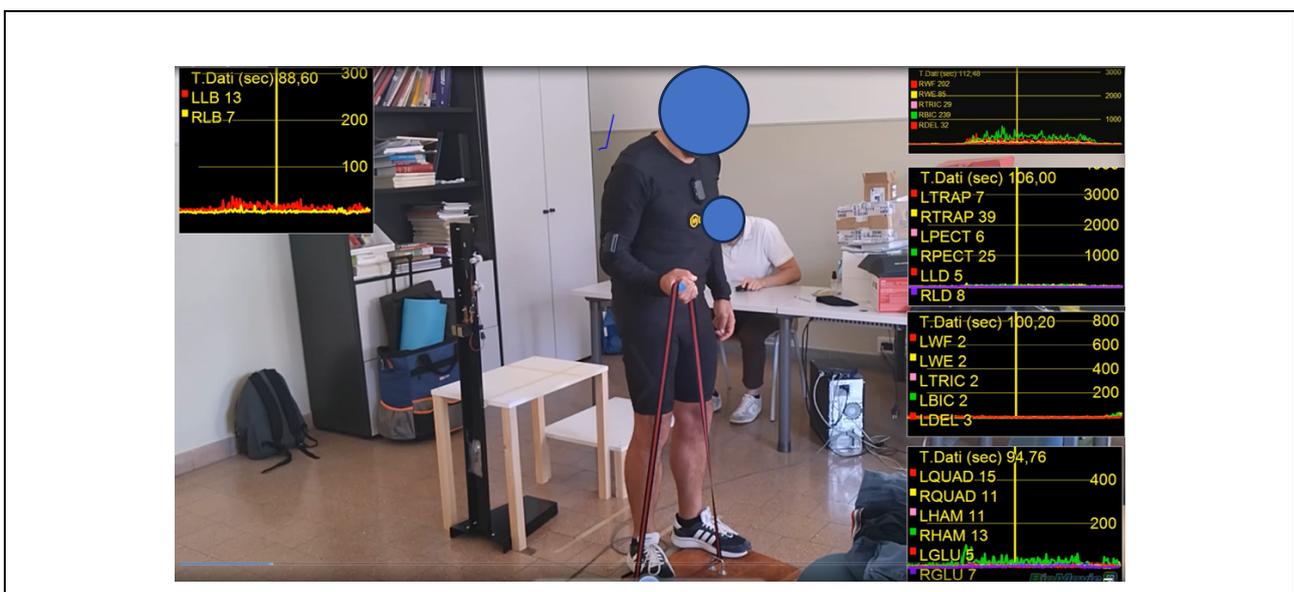
È inoltre opportuno sottolineare che tali livelli dipendono da una molteplicità di fattori geometrici (es. ad angoli differenti la capacità di attivazione di un muscolo è differente) e soggettivi (es. propriocezione, capacità del soggetto di effettuare correttamente gli esercizi, ecc).

Ogni esercizio è stato ripetuto per almeno due volte separate da un idoneo periodo di recupero (1 minuto) oppure avendo cura di effettuare prove su distretti corporei differenti (es. braccia – gambe, ecc).

Le prove di normalizzazione svolte sono descritte di seguito:

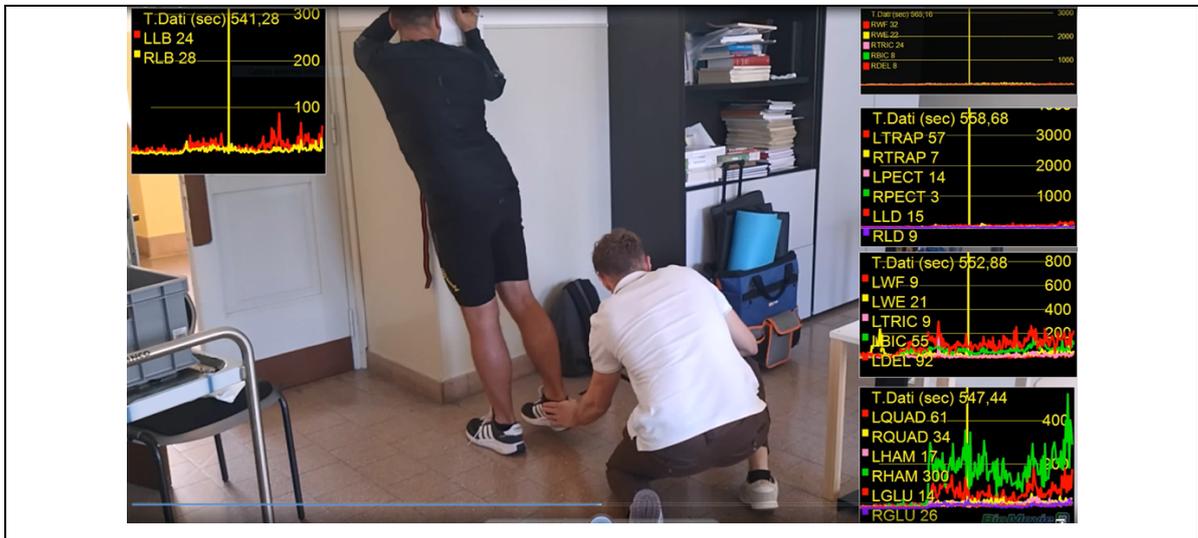
1) Bicipite (DX e SX):

- posizionarsi in piedi a gambe divaricate all'altezza delle spalle. Mantenere il corpo dritto;
- posizionare la cinghia sotto il piede;
- posizionare il gomito ad un angolo di 90°, la parte superiore del braccio verso il basso saldamente attaccata al corpo;
- stringere la mano e flettere il gomito verso l'alto con la massima forza possibile per 5-8 secondi;
- la spalla non deve sollevarsi e il corpo non deve piegarsi durante l'esecuzione;



2) Glutei e femorali

- Il partecipante è appoggiato alla parete;
- Portare il tallone il più indietro possibile, mantenendo la gamba dritta, poiché il supervisore oppone resistenza al movimento;
- Tenere premuto per 5-8 secondi;



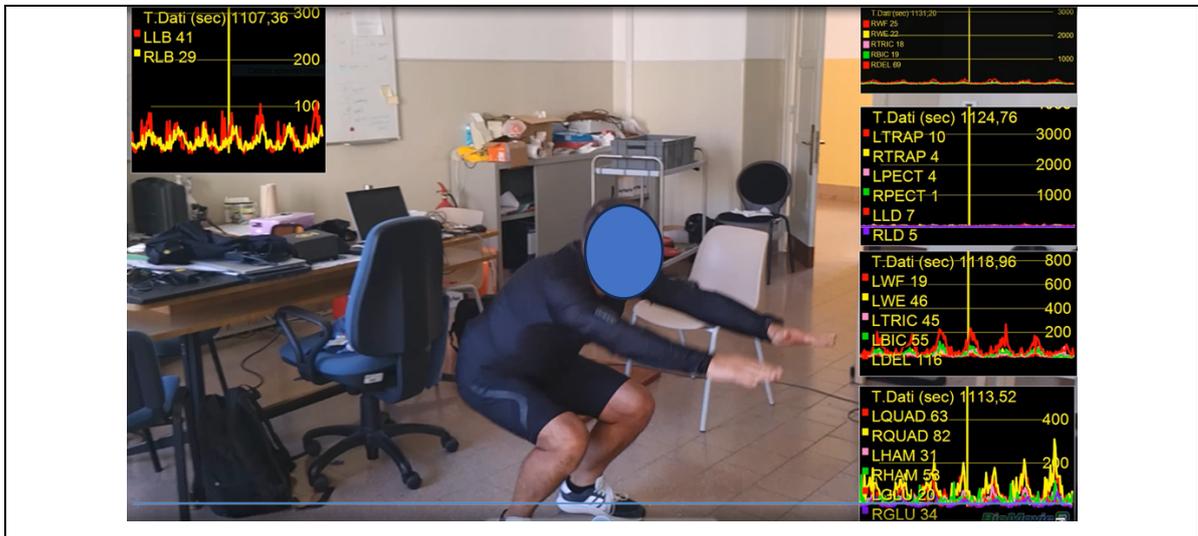
3) Trapezio

- in piedi, con le gambe divaricate all'altezza delle spalle;
- mettere la cinghia sotto i piedi;
- regolare la lunghezza della cinghia in modo che le braccia siano dritte;
- tirare le spalle verso le orecchie con la massima forza possibile per 5-8 secondi;



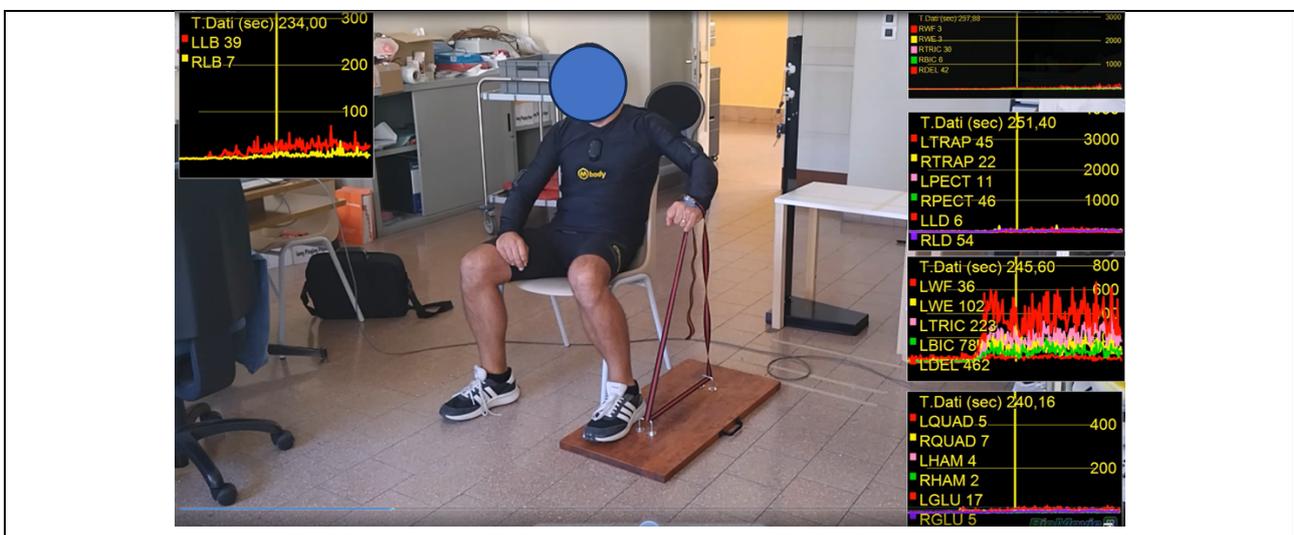
4) Squat

- Il partecipante esegue 10 squat al proprio ritmo;
- Le ginocchia si flettono fino a un angolo massimo di 90°;
- I talloni rimangono fissi al pavimento.



5) Deltoide

- La cinghia si trova fissata sul supporto mantenuto ben stabile a terra dal supervisore;
- La spalla del partecipante è in abduzione di circa 80° gradi e con il gomito leggermente flessa, ciò per coinvolgere maggiormente il deltoide;
- La schiena è staccata dalla sedia, le ginocchia formano un angolo di 90 gradi;
- Il partecipante solleva il braccio verso l'alto con la massima forza possibile per 5-8 secondi.



6) Avambraccio: il produttore prescrive l'effettuazione di prove con un hand-grip. Nel concreto, i livelli di attivazione ottenuti con l'effettuazione di prove isometriche con hand-grip hanno molte volte fornito livelli di attivazione muscolare (muscoli flessori ed estensori dell'avambraccio) significativamente inferiori a quelli misurati durante le attività sul campo che prevedano la necessità di prendere/mantenere un oggetto. Per tale motivazione sono stati considerati anche i livelli di attivazione connessi con la necessità di trattenere la cinghia regolabile durante l'effettuazione delle altre prove (es. tricipite, ecc).

- Schiena dritta
- Ginocchia in un angolo di 90 gradi e piedi ben fissi al pavimento
- Tenere l'avambraccio con un angolo di 90 gradi, con la parte superiore del braccio verso il basso e ben fissata al corpo
- Stringere le pinze con la massima forza possibile per 5-8 secondi

7) Quadricipite:

- Sedersi in posizione dritta con la schiena distanziata dalla sedia e le ginocchia in un angolo di 90°;
- La cinghia è intorno alla caviglia;
- Il partecipante estende la gamba il più possibile per 5-8 secondi;



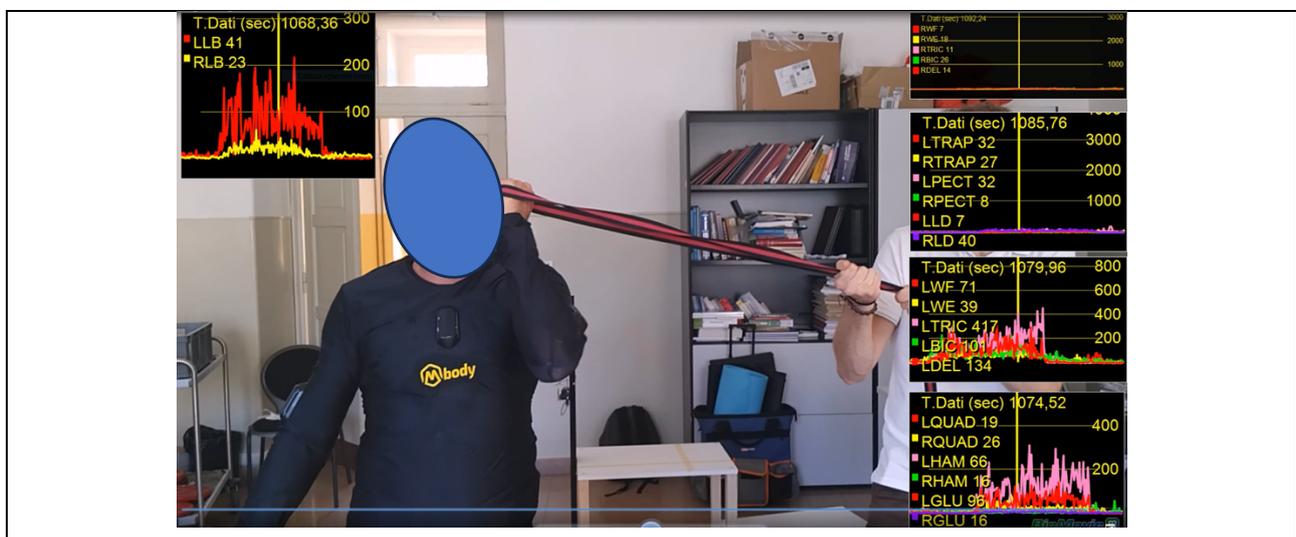
8) Tricipite

- posizionarsi in piedi a gambe divaricate all'altezza delle spalle. Mantenere il busto leggermente inclinato in avanti, scapole addotte e gomiti vicino al busto
- Impugnare le cinghie mantenendo il polso dritto durante tutta l'esecuzione;
- Cercare di tirare verso il basso la cinghia, nel mentre il supervisore oppone resistenza al movimento.



9) Petto

- posizionarsi in piedi a gambe divaricate all'altezza delle spalle. Mantenere il corpo dritto;
- gomiti ad un'altezza appena sotto le spalle, petto in fuori, spalle lontane dalle orecchie;
- impugnare le cinghie e portare i gomiti vicini tra loro davanti al petto, nel mentre il supervisore oppone resistenza al movimento.



10) Gran dorsale:

- Posizionarsi in piedi a gambe divaricate all'altezza delle spalle, mantenere il busto flesso;
- Mantenere il petto aperto, spalle basse e i gomiti vanno mantenuti perpendicolari al busto;
- Afferrare la cinghia a larghezza poco più larga delle spalle;
- Sbloccare le ginocchia, tenendo alto il bacino e rimanere neutri con la colonna vertebrale.
- Cercare di tirare verso di sé la cinghia, nel mentre il supervisore oppone resistenza al movimento.



11) Low back

- Il partecipante si distende sul tavolo fino al bacino e mantiene i piedi a terra;
- Successivamente tenterà di alzare la parte inferiore del tronco e le anche, nel mentre il supervisore oppone resistenza al movimento.



Al termine delle prove sperimentali è stata effettuata l'elaborazione dei dati raccolti con le modalità di seguito descritte:

- 1) **“pulizia” dei file in csv**: si tratta di un'operazione fondamentale per poter importare i dati nei software di analisi (Biomovie e LagalaColli). La “pulizia” consiste nell'eliminare le colonne di dati non necessarie (es. data e ora, marker, ecc) e nella ricodifica dell'etichetta di intestazione delle colonne;
- 2) **Utilizzo dei software**: l'uso del software LagalaColli è stato utilizzato per sincronizzare i dati delle diverse celle di acquisizione in quanto consente lo spostamento reciproco degli stessi. Al termine di tale operazione è possibile misurare il tempo reciproco di attivazione delle celle per poter creare un file unico e sincronizzato con tutti i dati. Il software consente l'esportazione dei dati sincronizzati ma, considerato che tale attività prevede l'applicazione di ulteriori strumenti di trattazione dei dati (media mobile), si è deciso di procedere in modo manuale. Il file ottenuto è stato successivamente inserito nel software Biomovie per la creazione di video contenenti i grafici indicanti, in real time, l'andamento dei dati (elettromiografici e di forza). Per sincronizzare i dati della forza rilevata con quelli del segnale elettromiografico di superficie si è resa necessaria la creazione di un foglio di calcolo per trasformare la frequenza di acquisizione dei dati da 5 Hz (5 misure al secondo) a 25 Hz (25 misure al secondo - tipica dei segnali elettromiografici). Questa operazione è stata effettuata utilizzando un foglio di calcolo, specificamente creato, per la creazione di dati intermedi interpolati linearmente. Il video estrapolato da Biomovie, riportando il dato temporale delle singole misure, ci ha consentito di individuare i tempi di inizio e fine delle attività di movimentazione.
- 3) **Utilizzo fogli di calcolo**: il foglio di calcolo ideato per l'analisi estrapola i dati di ogni attività di interesse attraverso l'inserimento dei tempi di inizio e fine fornendo, nel contempo, una prima analisi statistica di tipo descrittivo (media, mediana, RMS, quartili e 95° percentile). Successivamente, si è deciso di provvedere all'aggregazione dei dati di ogni singolo test al fine di migliorare l'interpretazione degli stessi.

7. RISULTATI E DISCUSSIONE

I risultati delle diverse prove (traino/spinta) sono stati sistematizzati in tabelle riassuntive per singolo gruppo muscolare. Nella presente sezione verranno riportate le tabelle che sono state considerate più rilevanti, i risultati delle prove di normalizzazione ed un commento.

Attivazione del Low Back (LB) nelle prove di spinta

LB 80 kg															
CARRELLO ARTI INFERIORI				CARRELLO ARTI SUPERIORI				CARRIOLA ARTI INFERIORI				CARRIOLA ARTI SUPERIORI			
	1°	2°	3°		1°	2°	3°		1°	2°	3°		1°	2°	3°
μ	32	30	32	μ	31	36	34	μ	38	34	34	μ	53	49	49
Max	214	128	171	Max	180	179	240	Max	142	124	130	Max	300	232	246
RMS	46	38	41	RMS	45	47	48	RMS	49	42	43	RMS	78	69	66
ARV	39	34	35	ARV	37	40	39	ARV	42	37	38	ARV	64	58	55
Q1	22	21	20	Q1	19	22	20	Q1	24	21	21	Q1	32	30	29
Q2	32	30	32	Q2	31	36	34	Q2	38	34	34	Q2	53	49	49
Q3	50	44	46	Q3	48	52	48	Q3	55	48	50	Q3	83	77	71
95p	85	68	71	95p	90	85	89	95p	91	74	77	95p	144	130	117

LB 40 kg															
CARRELLO ARTI INFERIORI				CARRELLO ARTI SUPERIORI				CARRIOLA ARTI INFERIORI				CARRIOLA ARTI SUPERIORI			
	1°	2°	3°		1°	2°	3°		1°	2°	3°		1°	2°	3°
μ	25	29	26	μ	16	16	12	μ	28	24	23	μ	37	37	36
Max	119	90	95	Max	230	137	129	Max	103	100	91	Max	262	206	169
RMS	34	35	34	RMS	30	28	25	RMS	36	33	30	RMS	62	54	52
ARV	29	31	30	ARV	21	21	18	ARV	31	28	27	ARV	49	45	43
Q1	17	17	18	Q1	9	8	7	Q1	18	16	15	Q1	24	22	21
Q2	25	29	26	Q2	16	16	12	Q2	28	24	23	Q2	37	37	36
Q3	37	42	38	Q3	27	26	22	Q3	41	38	36	Q3	62	60	57
95p	65	61	58	95p	60	52	50	95p	67	58	54	95p	124	98	101

LB 20 kg															
CARRELLO ARTI INFERIORI				CARRELLO ARTI SUPERIORI				CARRIOLA ARTI INFERIORI				CARRIOLA ARTI SUPERIORI			
	1°	2°	3°		1°	2°	3°		1°	2°	3°		1°	2°	3°
μ	24	21	19	μ	22	29	27	μ	24	24	23	μ	46	36	33
Max	76	95	79	Max	250	309	197	Max	98	91	105	Max	204	229	209
RMS	30	26	26	RMS	36	50	43	RMS	34	32	33	RMS	70	61	56
ARV	27	23	23	ARV	28	37	34	ARV	29	28	27	ARV	57	48	44
Q1	15	13	12	Q1	16	17	16	Q1	16	16	14	Q1	26	22	20
Q2	24	21	19	Q2	22	29	27	Q2	24	24	23	Q2	46	36	33
Q3	36	29	31	Q3	34	42	45	Q3	36	39	35	Q3	82	60	59
95p	51	45	46	95p	63	97	91	95p	63	59	60	95p	139	118	115

Risultati test di normalizzazione (MCV)

Prove	Valori	Media
1°	374,0	
2°	303,0	336,3
3°	332,0	

Riferimenti di letteratura

In uno studio condotto da Plouvier et al. nel 2008¹⁵, all'interno di una coorte di 2601 lavoratori provenienti da vari settori, è stato osservato durante un periodo di follow-up di 5 anni che quasi il 30% dei lavoratori aveva riportato disturbi alla schiena che irradiavano fino al ginocchio. La conclusione dello studio indicava che i lavoratori esposti a compiti di spinta, traino e trasporto di carichi per più di una volta alla settimana per oltre 20 anni presentavano un rischio significativamente elevato di sviluppare disturbi alla schiena.

In un diverso studio condotto da Anderson nel 2007¹⁶, su una coorte composta da 1456 partecipanti seguiti per un periodo di 2 anni, è emerso che più del 10% dei lavoratori aveva riportato problemi alla schiena. Questi lavoratori erano coinvolti nell'attività di spinta, senza specificazione di pesi parziali o frequenze movimentati, ma con un carico stimato di 354 kg all'ora.

Discussione dei risultati

Il valore di normalizzazione non è mai stato superato. In particolare:

- si è registrata un'attivazione massima, pari al 91,88% rispetto alla MCV, nelle prove del carrello, movimentato con gli arti superiori, a 20 kg;
- nelle prove della carriola, movimentata con gli arti superiori, a 80 kg l'attivazione rilevata è stata pari all' 89,20% del valore di normalizzazione medio.

L'attivazione dell'area lombare è mediamente superiore nelle prove effettuate con gli arti superiori rispetto a quelle effettuate con gli arti inferiori. È stata rilevata un'eccezione nelle prove del carrello, movimentato con gli arti inferiori a 80 kg, rispetto a quella avviata utilizzando gli arti superiori.

Inoltre, si può notare che i valori di attivazione del Low Back diminuiscono con il diminuire del carico trasportato nelle prove effettuate con gli arti inferiori e nella prova con la carriola arti superiori. Diversamente, nelle prove di spinta con il carrello con gli arti superiori i valori di attivazione aumentano con il diminuire del carico trasportato. Questo fenomeno può essere ragionevolmente riconducibile al fatto che le prove a 20 kg con gli arti superiori vengono svolte in un tempo minore rispetto ai loro corrispettivi a 80 kg. Questa condizione è ampiamente nota in letteratura¹⁷ in quanto le attivazioni rapide, seppur con bassi carichi trasportati, comportano un'elevata attivazione delle fibre muscolari rapide che producono segnali con ampiezza più elevata.

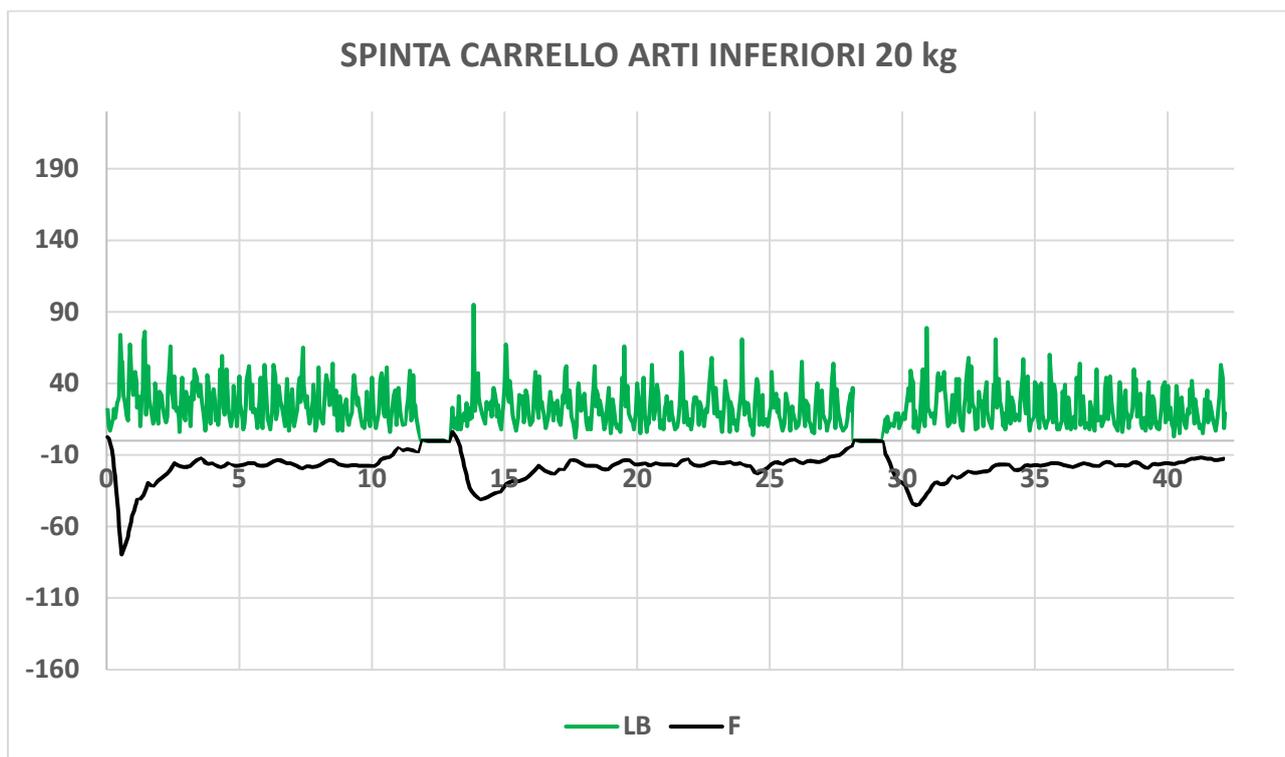
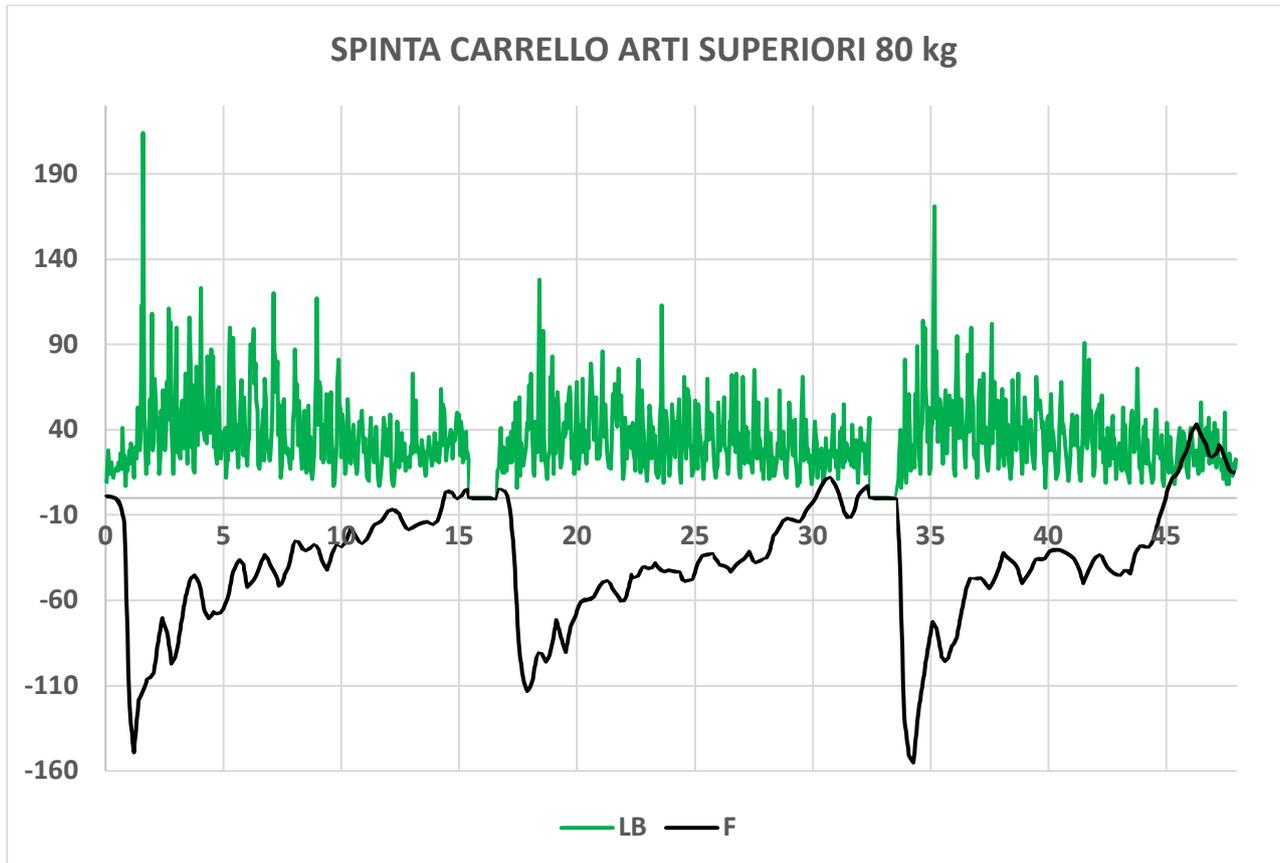
¹⁵ Plouvier et al. Nel 2008: S. Plouvier, E. Renahy, J.F. Chastang, S. Bonenfant, A. Leclerc, "Biomechanical strains and low back disorders: quantifying the effects of the number of years of exposure on various types of pain", in *Occup Environ Med*, 2008.

¹⁶ Anderson nel 2007: J.H.H Andersen., "Risk factors for more severe regional musculoskeletal symptoms: A two-year prospective study of a general working population", in *Arthritis and Rheumatism*, 2007.

¹⁷ Fonte: Principi di elettromiografia di superficie. Dal potenziale d'azione alle applicazioni nei diversi settori della medicina e dell'ingegneria, Alberto Ranavolo 2021.

Grafici

A titolo esemplificativo si riportano i grafici relativi alle prove di spinta del carrello con gli arti inferiori ad 80 kg e 20 kg. Come si può osservare, nei grafici sono stati riportati i valori sincronizzati dell'attività elettrica dell'area lombare e della forza rilevata con il dinamometro per tutte e tre le prove effettuate.



Osservando il grafico risulta immediatamente evidente il calo dell'attività elettrica, specialmente per quanto riguarda i picchi massimi, della seconda prova rispetto alla prima. Anche il valore della forza segue il medesimo andamento. Considerato che i dati sono relativi al medesimo soggetto non si è proceduto alla creazione di grafici con valori normalizzati rispetto alle prove di massima contrazione volontaria effettuata.

Attivazione del Low Back (LB) nelle prove di **traino**

LB 80 kg															
CARRELLO ARTI INFERIORI				CARRELLO ARTI SUPERIORI				CARRIOLA ARTI INFERIORI				CARRIOLA ARTI SUPERIORI			
	1°	2°	3°		1°	2°	3°		1°	2°	3°		1°	2°	3°
μ	28	27	23	μ	27	24	23	μ	30	31	29	μ	36	37	33
Max	88	83	91	Max	118	101	69	Max	86	92	129	Max	183	139	113
RMS	35	31	29	RMS	33	30	29	RMS	35	36	35	RMS	46	46	41
ARV	31	28	26	ARV	29	27	26	ARV	32	33	32	ARV	40	40	37
Q1	19	18	17	Q1	17	16	15	Q1	22	23	21	Q1	24	24	23
Q2	28	27	23	Q2	27	24	23	Q2	30	31	29	Q2	36	37	33
Q3	39	36	32	Q3	37	35	33	Q3	40	41	41	Q3	51	51	47
95p	60	53	51	95p	57	54	52	95p	61	58	57	95p	78	83	74

LB 40 kg															
CARRELLO ARTI INFERIORI				CARRELLO ARTI SUPERIORI				CARRIOLA ARTI INFERIORI				CARRIOLA ARTI SUPERIORI			
	1°	2°	3°		1°	2°	3°		1°	2°	3°		1°	2°	3°
μ	24	22	21	μ	10	24	23	μ	22	20	20	μ	29	28	30
Max	92	72	66	Max	69	101	69	Max	64	70	131	Max	137	96	166
RMS	29	28	27	RMS	16	30	29	RMS	26	24	24	RMS	36	36	39
ARV	26	24	24	ARV	13	27	26	ARV	24	22	22	ARV	32	32	34
Q1	16	15	14	Q1	6	16	15	Q1	17	15	15	Q1	20	21	22
Q2	24	22	21	Q2	10	24	23	Q2	22	20	20	Q2	29	28	30
Q3	32	31	31	Q3	17	35	33	Q3	29	28	26	Q3	40	41	43
95p	49	49	47	95p	32	54	52	95p	44	40	42	95p	61	67	63

LB 20 kg															
CARRELLO ARTI INFERIORI				CARRELLO ARTI SUPERIORI				CARRIOLA ARTI INFERIORI				CARRIOLA ARTI SUPERIORI			
	1°	2°	3°		1°	2°	3°		1°	2°	3°		1°	2°	3°
μ	19	19	19	μ	25	21	24	μ	21	20	19	μ	26	28	29
Max	53	77	62	Max	88	86	80	Max	67	92	85	Max	141	137	108
RMS	22	22	23	RMS	32	27	28	RMS	26	26	24	RMS	35	38	35
ARV	20	20	20	ARV	28	24	25	ARV	23	23	21	ARV	30	33	31
Q1	13	13	13	Q1	16	14	15	Q1	15	16	13	Q1	18	19	20
Q2	19	19	19	Q2	25	21	24	Q2	21	20	19	Q2	26	28	29
Q3	26	26	26	Q3	37	30	34	Q3	29	29	26	Q3	37	41	40
95p	37	34	39	95p	57	48	49	95p	44	47	42	95p	57	66	59

Risultati test di normalizzazione (MCV)

Prove	Valori	Media
1°	374,0	336,3
2°	303,0	
3°	332,0	

Discussione dei risultati

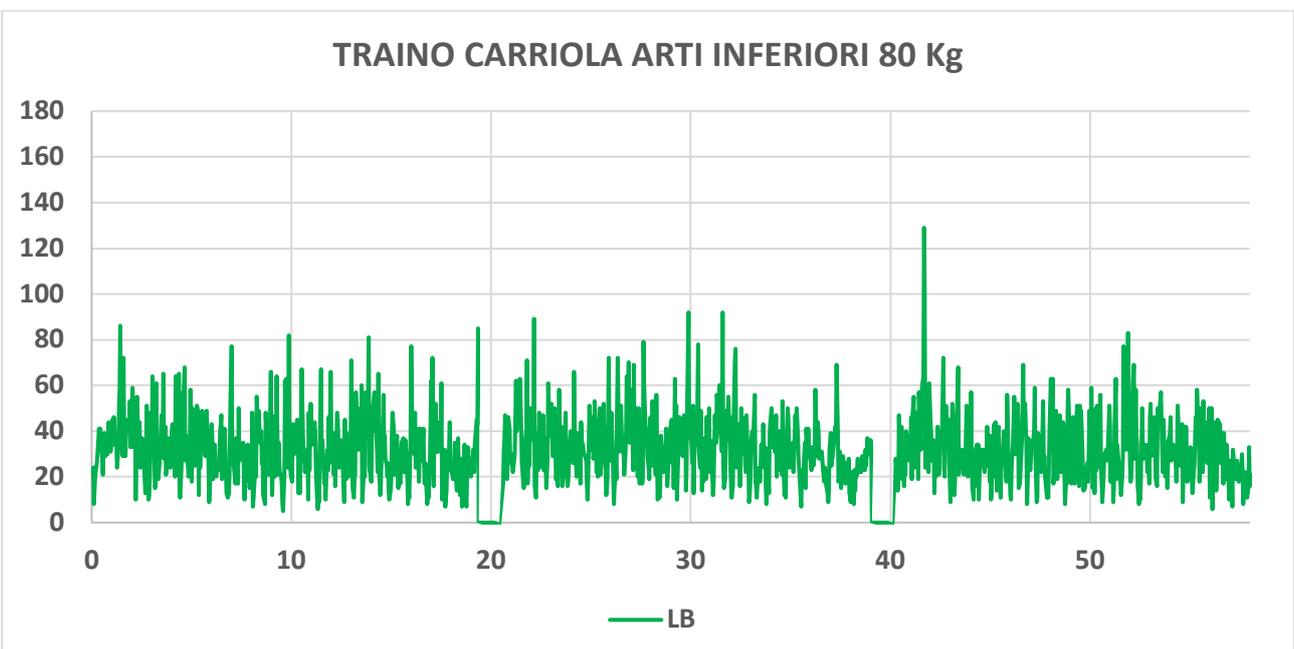
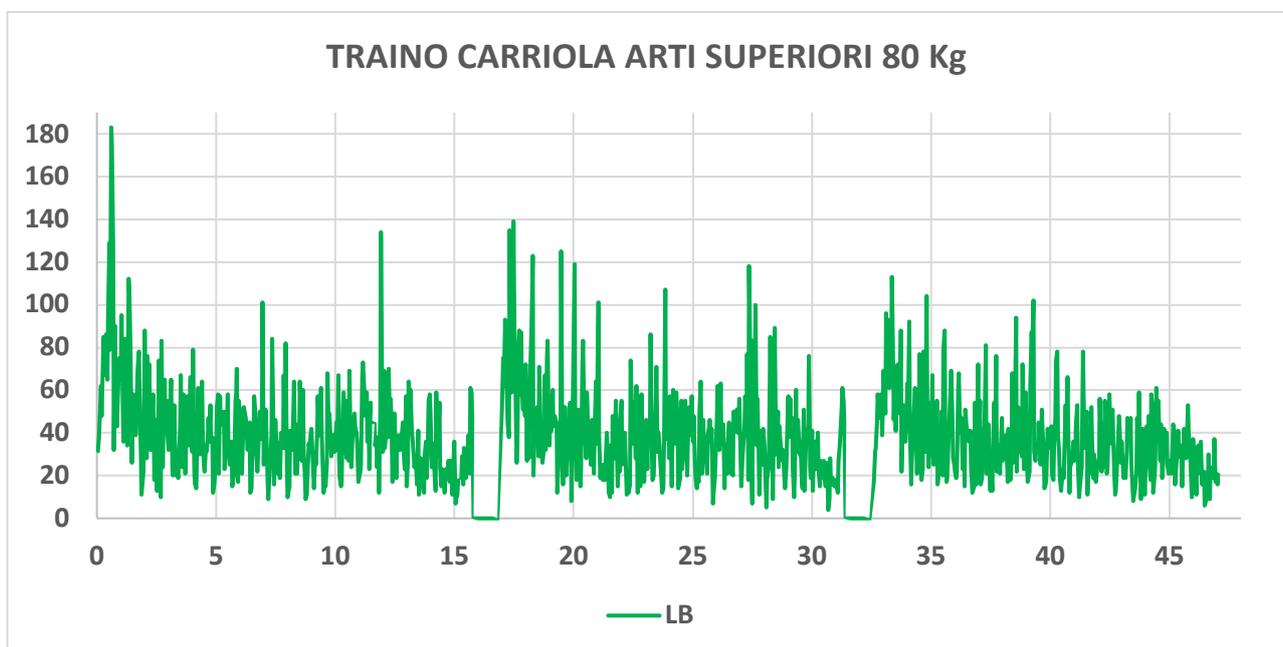
Anche in questo caso il valore di normalizzazione non è stato mai superato in quanto è stata registrata un'attivazione massima del 54,41%, rispetto al valore di normalizzazione, nelle prove effettuate con la carriola (movimentata usando gli arti superiori).

Anche nel caso delle attività di traino le prove con il carrello, movimentato con gli arti superiori, sembrano essere le uniche a non seguire la tendenza di una minore attivazione registrata in funzione della diminuzione del carico trasportato. Questo può essere ragionevolmente riconducibile alla postura e modalità di movimentazione che comporta un'attivazione diretta dell'area lombare indipendentemente dal carico trasportato.

Nelle prove di traino si possono notare valori generalmente superiori nelle prove effettuate con gli arti superiori rispetto ai loro corrispettivi con gli arti inferiori.

Grafici

A titolo esemplificativo si riportano i grafici relativi alle prove di traino con gli arti superiori ed inferiori ad 80 kg.



Gli andamenti medi dei segnali sono, anche visivamente, più bassi nella movimentazione che utilizza maggiormente gli arti inferiori. Questo risultato è ragionevolmente riconducibile alle modalità di movimentazione (piegamento della schiena) ed alla velocità di effettuazione delle attività (arti inferiori circa 19 secondi – arti superiori circa 16 secondi).

Attivazione del bicipite sinistro (LBIC) nelle prove di spinta

LBIC kg 80															
CARRELLO ARTI INFERIORI				CARRELLO ARTI SUPERIORI				CARRIOLA ARTI INFERIORI				CARRIOLA ARTI SUPERIORI			
	1°	2°	3°		1°	2°	3°		1°	2°	3°		1°	2°	3°
μ	13	13	12	μ	16	15	15	μ	28	28	78	μ	59	53	23
Max	59	64	44	Max	91	58	58	Max	180	210	203	Max	258	350	361
RMS	17	17	16	RMS	22	20	20	RMS	47	55	89	RMS	77	78	54
ARV	14	14	13	ARV	18	17	18	ARV	37	41	80	ARV	66	62	36
Q1	8	7	6	Q1	11	9	10	Q1	17	16	54	Q1	40	32	13
Q2	13	13	12	Q2	16	15	15	Q2	28	28	78	Q2	59	53	23
Q3	19	19	18	Q3	23	22	23	Q3	48	53	102	Q3	81	75	43
95p	31	30	29	95p	38	38	38	95p	101	127	147	95p	141	161	108

LBIC 40 kg															
CARRELLO ARTI INFERIORI				CARRELLO ARTI SUPERIORI				CARRIOLA ARTI INFERIORI				CARRIOLA ARTI SUPERIORI			
	1°	2°	3°		1°	2°	3°		1°	2°	3°		1°	2°	3°
μ	12	13	12	μ	16	14	13	μ	21	9	7	μ	20	27	22
Max	32	38	34	Max	45	44	55	Max	105	74	58	Max	134	125	108
RMS	14	15	13	RMS	19	18	16	RMS	32	15	13	RMS	41	37	33
ARV	13	14	12	ARV	17	15	14	ARV	25	12	10	ARV	30	30	26
Q1	8	9	8	Q1	11	8	8	Q1	8	6	4	Q1	7	9	8
Q2	12	13	12	Q2	16	14	13	Q2	21	9	7	Q2	20	27	22
Q3	17	18	15	Q3	22	21	19	Q3	37	16	13	Q3	45	43	37
95p	25	25	23	95p	34	31	28	95p	60	32	27	95p	88	73	65

LBIC 20 kg															
CARRELLO ARTI INFERIORI				CARRELLO ARTI SUPERIORI				CARRIOLA ARTI INFERIORI				CARRIOLA ARTI SUPERIORI			
	1°	2°	3°		1°	2°	3°		1°	2°	3°		1°	2°	3°
μ	13	11	12	μ	8	13	14	μ	14	15	16	μ	22	15	22
Max	35	31	44	Max	101	82	57	Max	89	133	97	Max	153	165	170
RMS	16	13	14	RMS	14	18	18	RMS	25	25	25	RMS	36	31	35
ARV	14	12	13	ARV	11	15	15	ARV	19	19	20	ARV	28	22	26
Q1	9	8	7	Q1	5	9	9	Q1	8	7	9	Q1	12	7	10
Q2	13	11	12	Q2	8	13	14	Q2	14	15	16	Q2	22	15	22
Q3	18	15	17	Q3	14	19	19	Q3	27	25	28	Q3	37	28	37
95p	26	23	24	95p	27	30	32	95p	52	49	51	95p	79	55	67

Risultati test di normalizzazione (MCV)

Prove	Valori	Media
1°	778,0	828,5
2°	879,0	

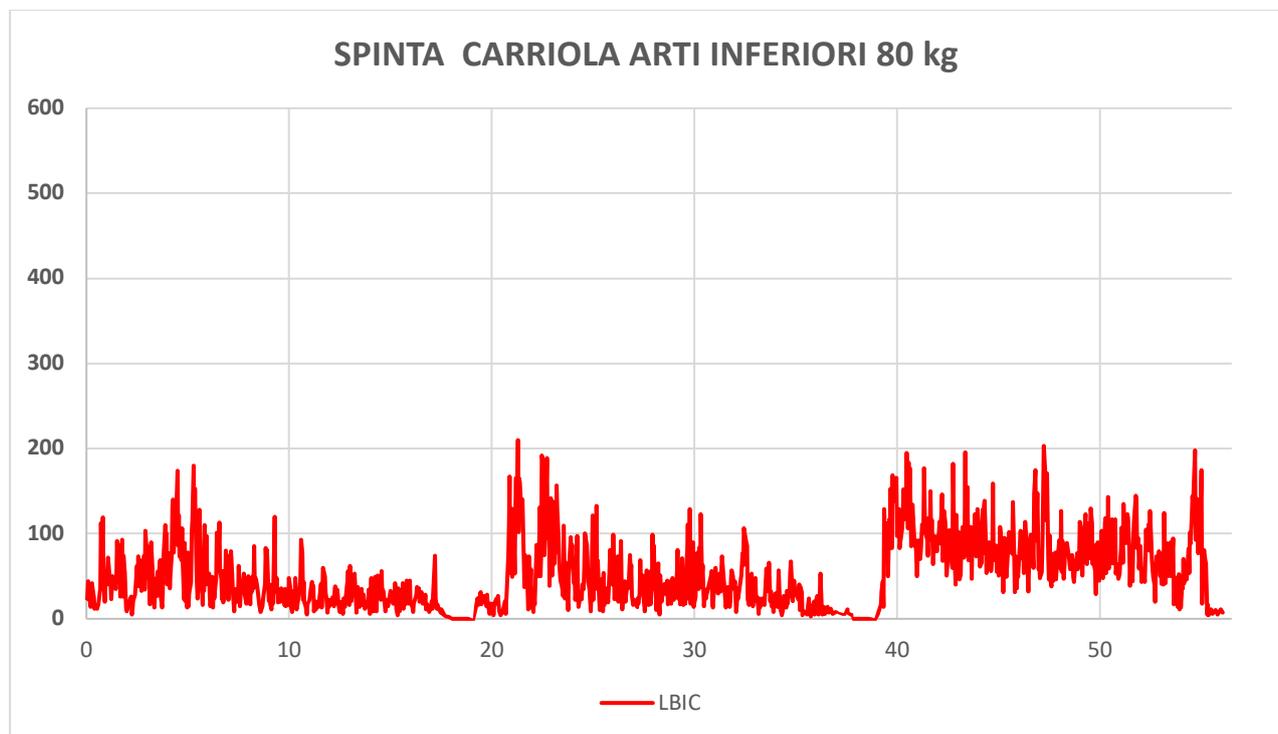
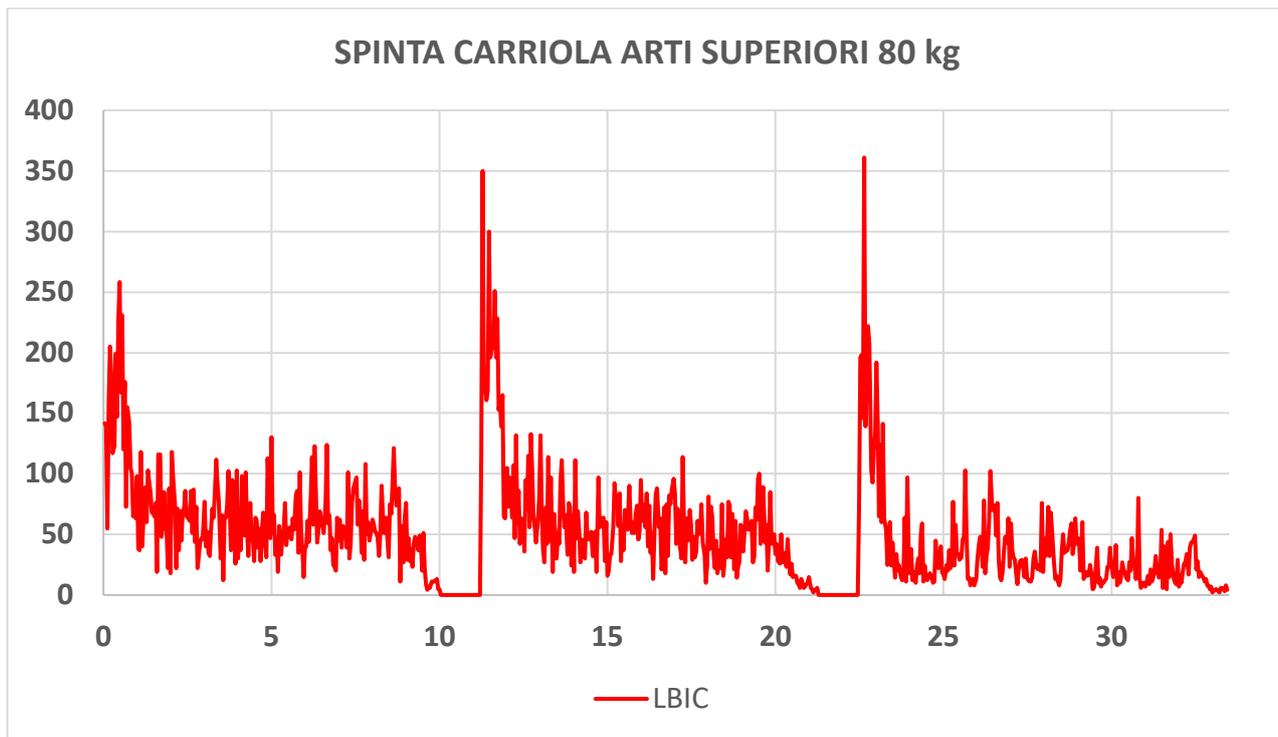
Discussione dei risultati

Il valore di normalizzazione non viene mai superato in quanto il livello di attivazione massima è pari al 42,24% nelle prove della carriola con gli arti superiori. I valori del 95° percentile diminuiscono in funzione della diminuzione del carico trasportato con valori maggiori nelle prove di spinta effettuati con arti superiori rispetto a quelli svolti con gli arti inferiori.

Si notano valori di attivazione nettamente maggiori (anche del doppio) nelle prove effettuate con la carriola rispetto a quelle svolte con il carrello.

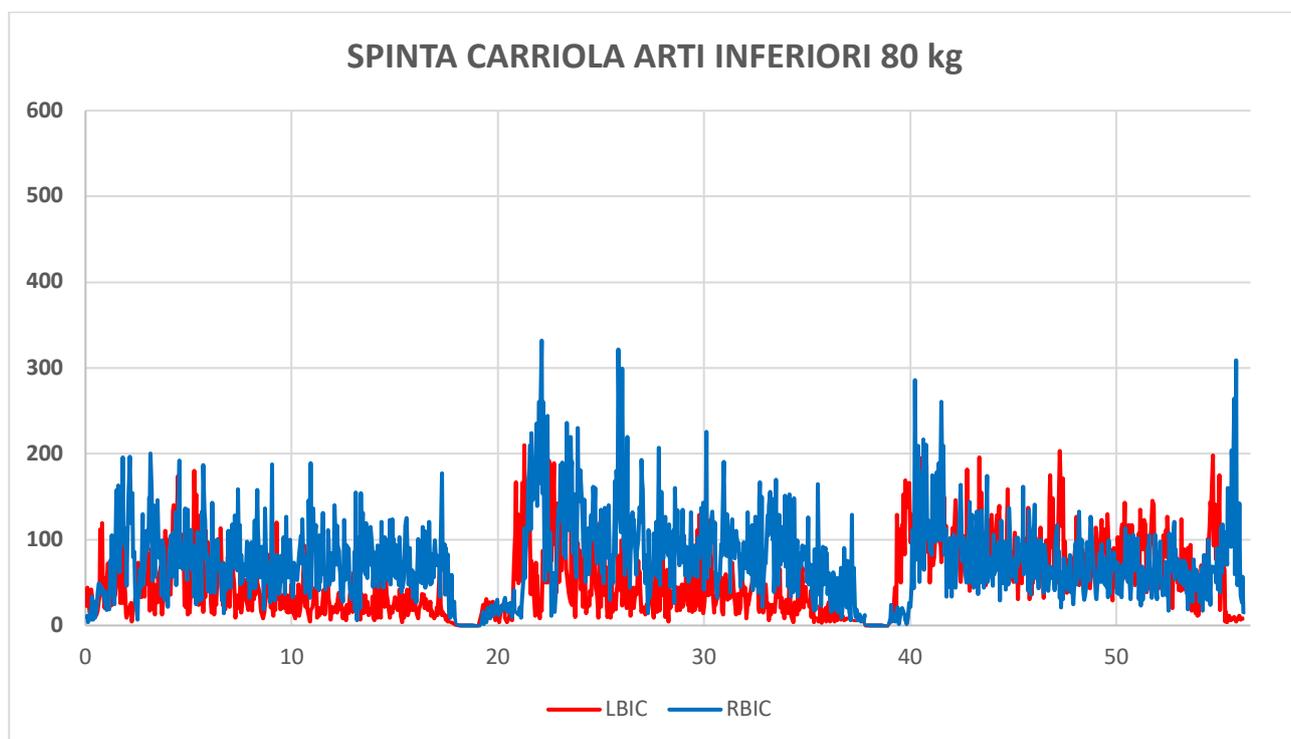
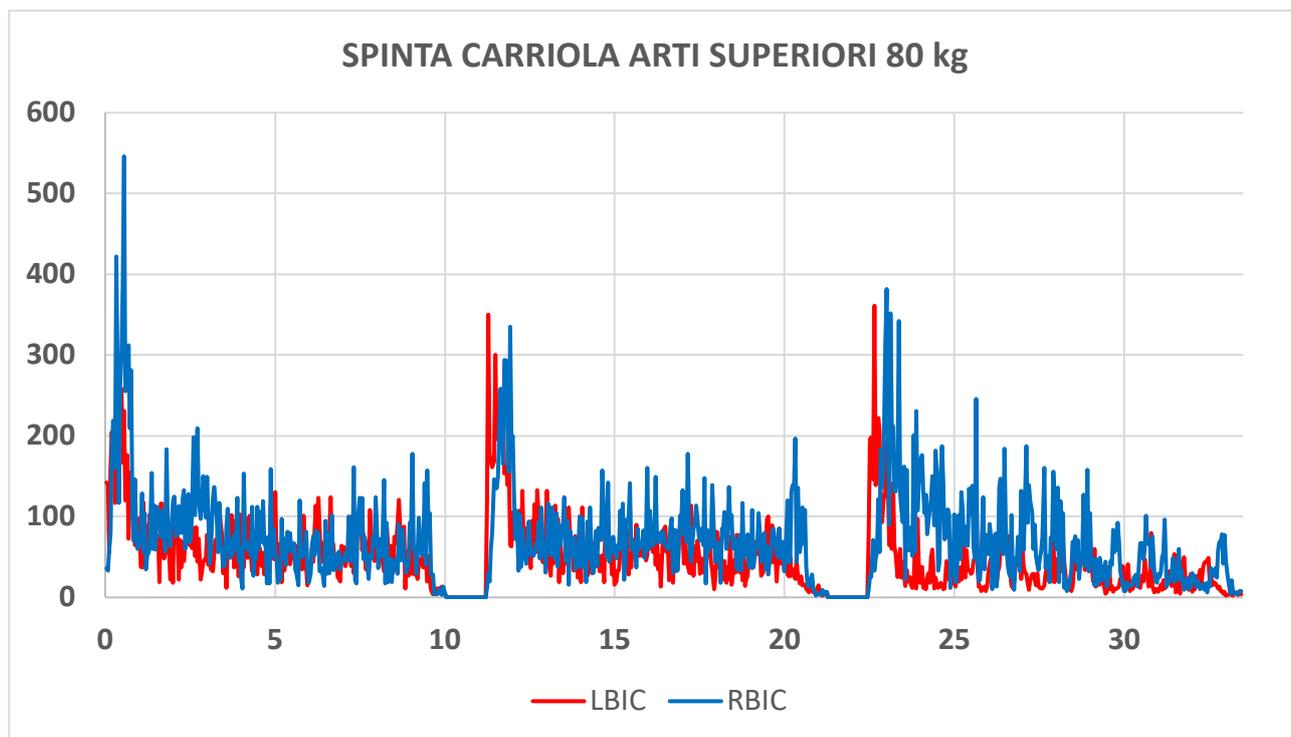
Grafici

Di seguito si riportano, a titolo esemplificativo, i grafici relativi alla spinta della carriola, caricata con 80 kg di peso, effettuata con gli arti superiori e gli arti inferiori.



Dai grafici è chiaramente evidente il contributo fornito dalle gambe in fase iniziale rispetto al fatto di sollevare la carriola con il solo utilizzo delle braccia. Successivamente, il livello di impiego delle braccia è paragonabile in quanto il peso da sostenere è analogo.

L'utilizzo di questa apparecchiatura consente, tra l'altro, la possibilità di verificare possibili asimmetrie (lato destro e sinistro) nell'impiego dei muscoli come evidenziato nei grafici di seguito riportati:



Come si evince dai grafici i bicipiti destri, molto spesso, raggiungono livelli di attività elettrica significativamente più elevati.

Attivazione del bicipite sinistro (LBIC) nelle prove di **traino**

LBIC 80 kg															
CARRELLO ARTI INFERIORI				CARRELLO ARTI SUPERIORI				CARRIOLA ARTI INFERIORI				CARRIOLA ARTI SUPERIORI			
	1°	2°	3°		1°	2°	3°		1°	2°	3°		1°	2°	3°
μ	5	4	4	μ	6	6	7	μ	13	18	54	μ	48	38	20
Max	34	29	34	Max	89	112	144	Max	52	115	141	Max	432	470	188
RMS	8	8	7	RMS	12	13	15	RMS	17	27	63	RMS	70	62	40
ARV	7	6	6	ARV	8	8	9	ARV	15	22	57	ARV	54	47	29
Q1	3	3	2	Q1	3	4	4	Q1	9	11	40	Q1	32	25	12
Q2	5	4	4	Q2	6	6	7	Q2	13	18	54	Q2	48	38	20
Q3	8	8	8	Q3	10	10	10	Q3	18	28	72	Q3	63	58	36
95p	15	16	15	95p	19	19	23	95p	29	54	105	95p	99	100	85

LBIC 40 kg															
CARRELLO ARTI INFERIORI				CARRELLO ARTI SUPERIORI				CARRIOLA ARTI INFERIORI				CARRIOLA ARTI SUPERIORI			
	1°	2°	3°		1°	2°	3°		1°	2°	3°		1°	2°	3°
μ	5	6	4	μ	7	6	7	μ	6	7	6	μ	17	26	22
Max	22	25	24	Max	73	112	144	Max	63	63	30	Max	116	218	168
RMS	8	9	7	RMS	12	13	15	RMS	10	10	8	RMS	26	36	31
ARV	6	7	6	ARV	9	8	9	ARV	8	8	7	ARV	20	29	26
Q1	3	4	3	Q1	4	4	4	Q1	4	4	5	Q1	9	15	13
Q2	5	6	4	Q2	7	6	7	Q2	6	7	6	Q2	17	26	22
Q3	9	10	8	Q3	11	10	10	Q3	9	9	9	Q3	29	40	34
95p	16	16	13	95p	21	19	23	95p	21	18	14	95p	50	63	57

LBIC 20 kg															
CARRELLO ARTI INFERIORI				CARRELLO ARTI SUPERIORI				CARRIOLA ARTI INFERIORI				CARRIOLA ARTI SUPERIORI			
	1°	2°	3°		1°	2°	3°		1°	2°	3°		1°	2°	3°
μ	6	6	6	μ	7	7	7	μ	4	4	4	μ	17	22	23
Max	20	21	20	Max	101	83	54	Max	45	31	51	Max	92	150	94
RMS	8	8	8	RMS	13	12	9	RMS	10	7	8	RMS	23	29	30
ARV	7	7	7	ARV	9	9	8	ARV	7	5	6	ARV	19	24	25
Q1	4	4	4	Q1	4	4	4	Q1	3	2	2	Q1	10	13	13
Q2	6	6	6	Q2	7	7	7	Q2	4	4	4	Q2	17	22	23
Q3	8	9	9	Q3	12	11	10	Q3	9	7	8	Q3	25	31	35
95p	14	14	14	95p	22	18	17	95p	22	14	16	95p	42	56	52

Risultati test di normalizzazione (MCV)

Prove	Valori	Media
1°	778,0	828,5
2°	879,0	

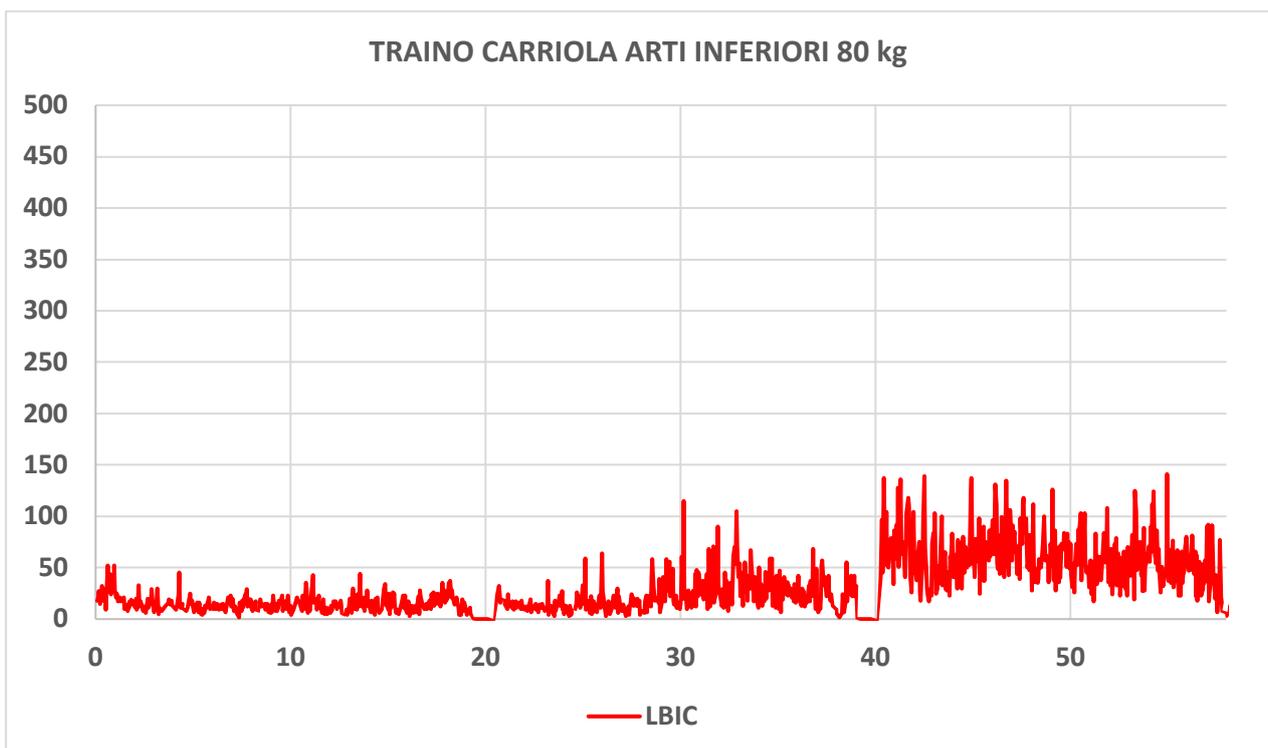
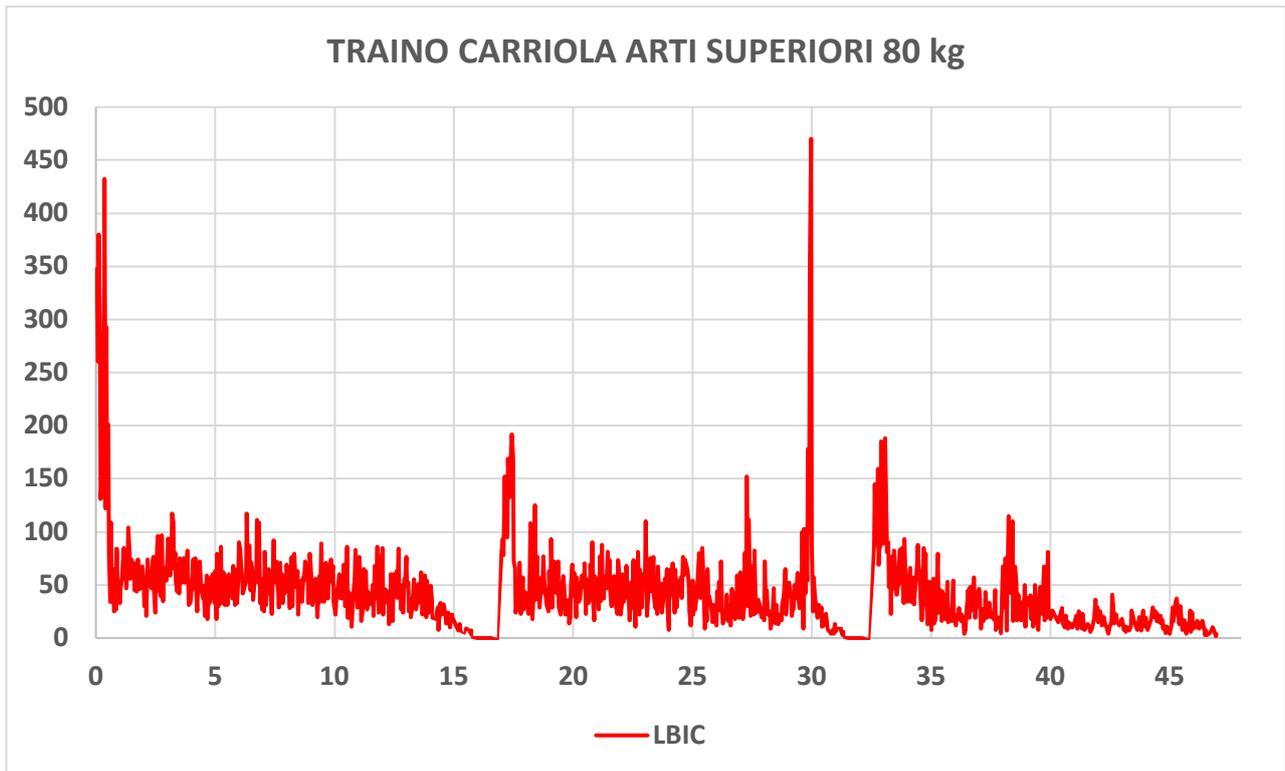
Discussione dei risultati

Il valore di attivazione massimo raggiunge il 56,72% della MCV nelle prove della carriola con arti superiori.

Si notano valori di attività elettrica particolarmente elevati nelle prove svolte con la carriola utilizzando gli arti superiori sia a causa della necessità di sollevare/mantenere il carico durante le attività di movimentazione.

Viene registrata una tendenza generale alla diminuzione dell'attivazione muscolare al diminuire del peso trasportato ad eccezione delle prove con il carrello, movimentato con gli arti superiori, in cui i valori massimi aumentano al diminuire del peso trasportato ragionevolmente a causa della velocità di movimentazione.

Grafici



Dai grafici è possibile osservare la presenza di picchi, particolarmente pronunciati all'inizio ed alla fine delle attività di movimentazione con le braccia chiaramente riconducibili alle attività di sollevamento e deposizione della carriola. È possibile osservare inoltre che le movimentazioni effettuate con un contributo rilevante delle braccia abbiano richiesto, a parità di distanza percorsa, un tempo inferiore con conseguente aumento dell'attività elettrica.

Attivazione del deltoide sinistro (LDEL) nelle prove di **spinta**:

LDEL 80 kg															
CARRELLO ARTI INFERIORI				CARRELLO ARTI SUPERIORI				CARRIOLA ARTI INFERIORI			CARRIOLA ARTI SUPERIORI				
	1°	2°	3°		1°	2°	3°		1°	2°	3°		1°	2°	3°
μ	13	15	13	μ	19	16	17	μ	11	8	11	μ	16	16	16
Max	70	57	68	Max	127	138	111	Max	62	88	124	Max	99	135	98
RMS	19	19	18	RMS	28	28	25	RMS	16	16	17	RMS	25	25	22
ARV	16	17	14	ARV	24	21	20	ARV	13	12	13	ARV	20	20	18
Q1	9	10	6	Q1	14	10	11	Q1	7	5	8	Q1	11	11	9
Q2	13	15	13	Q2	19	16	17	Q2	11	8	11	Q2	16	16	16
Q3	22	22	18	Q3	28	22	23	Q3	17	15	15	Q3	25	25	24
95p	35	33	34	95p	54	56	47	95p	29	30	31	95p	48	47	38

LDEL 40 kg															
CARRELLO ARTI INFERIORI				CARRELLO ARTI SUPERIORI				CARRIOLA ARTI INFERIORI			CARRIOLA ARTI SUPERIORI				
	1°	2°	3°		1°	2°	3°		1°	2°	3°		1°	2°	3°
μ	11	11	10	μ	14	16	15	μ	6	4	4	μ	8	8	7
Max	35	44	36	Max	67	133	126	Max	39	33	21	Max	68	94	26
RMS	13	14	12	RMS	20	24	24	RMS	9	6	6	RMS	15	12	9
ARV	12	12	11	ARV	17	19	19	ARV	7	5	5	ARV	11	9	8
Q1	8	7	7	Q1	10	11	11	Q1	4	3	3	Q1	5	4	4
Q2	11	11	10	Q2	14	16	15	Q2	6	4	4	Q2	8	8	7
Q3	15	15	14	Q3	20	21	21	Q3	9	5	6	Q3	14	11	11
95p	22	23	20	95p	40	39	42	95p	16	10	11	95p	27	20	17

LDEL 20 kg															
CARRELLO ARTI INFERIORI				CARRELLO ARTI SUPERIORI				CARRIOLA ARTI INFERIORI			CARRIOLA ARTI SUPERIORI				
	1°	2°	3°		1°	2°	3°		1°	2°	3°		1°	2°	3°
μ	10	10	12	μ	10	13	13	μ	3	4	4	μ	6	6	7
Max	28	29	37	Max	167	139	90	Max	28	21	35	Max	67	89	85
RMS	12	12	14	RMS	15	23	19	RMS	6	6	7	RMS	14	13	14
ARV	11	11	13	ARV	12	16	15	ARV	5	5	5	ARV	10	9	10
Q1	8	7	8	Q1	6	8	9	Q1	2	3	3	Q1	4	4	4
Q2	10	10	12	Q2	10	13	13	Q2	3	4	4	Q2	6	6	7
Q3	13	14	16	Q3	15	18	19	Q3	6	6	7	Q3	12	10	11
95p	19	21	24	95p	25	37	33	95p	11	12	12	95p	27	22	29

Risultati test di normalizzazione (MCV)

Prove	Valori	Media
1°	674,0	723,5
2°	773,0	

Riferimenti di letteratura

In uno studio condotto da harkness et al. Nel 2003¹⁸, è stato osservato che i lavoratori impegnati nell'azione di spingere o tirare un carico di 32 kg o più avevano una probabilità di sviluppare disturbi

18 harkness et al. Nel 2003: E.F. Harkness, G.J. Macfarlane, E.S. Nahit, A.J. Silman, J. McBeth, "Mechanical and psychosocial factors predict new onset shoulder pain: a prospective cohort study of newly employed workers", in Occup Environ Med, 2003.

alla spalla due volte e mezzo rispetto a coloro che non erano coinvolti in queste attività di movimentazione.

Secondo quanto riportato da McBeth et al. Nel 2003¹⁹, eseguire le stesse azioni con carichi di 25 kg aumenta il rischio di disturbi alla spalla, raddoppiando la probabilità rispetto ai lavoratori non esposti. Nello studio di Hoozemans et al. Del 2002²⁰, è emerso che la probabilità di riportare dolori alla spalla era tre volte superiore tra coloro che eseguivano attività di spinta o traino per un totale di circa 135 volte al giorno, con una durata complessiva di circa 23 minuti, rispetto alla popolazione non esposta a tali attività.

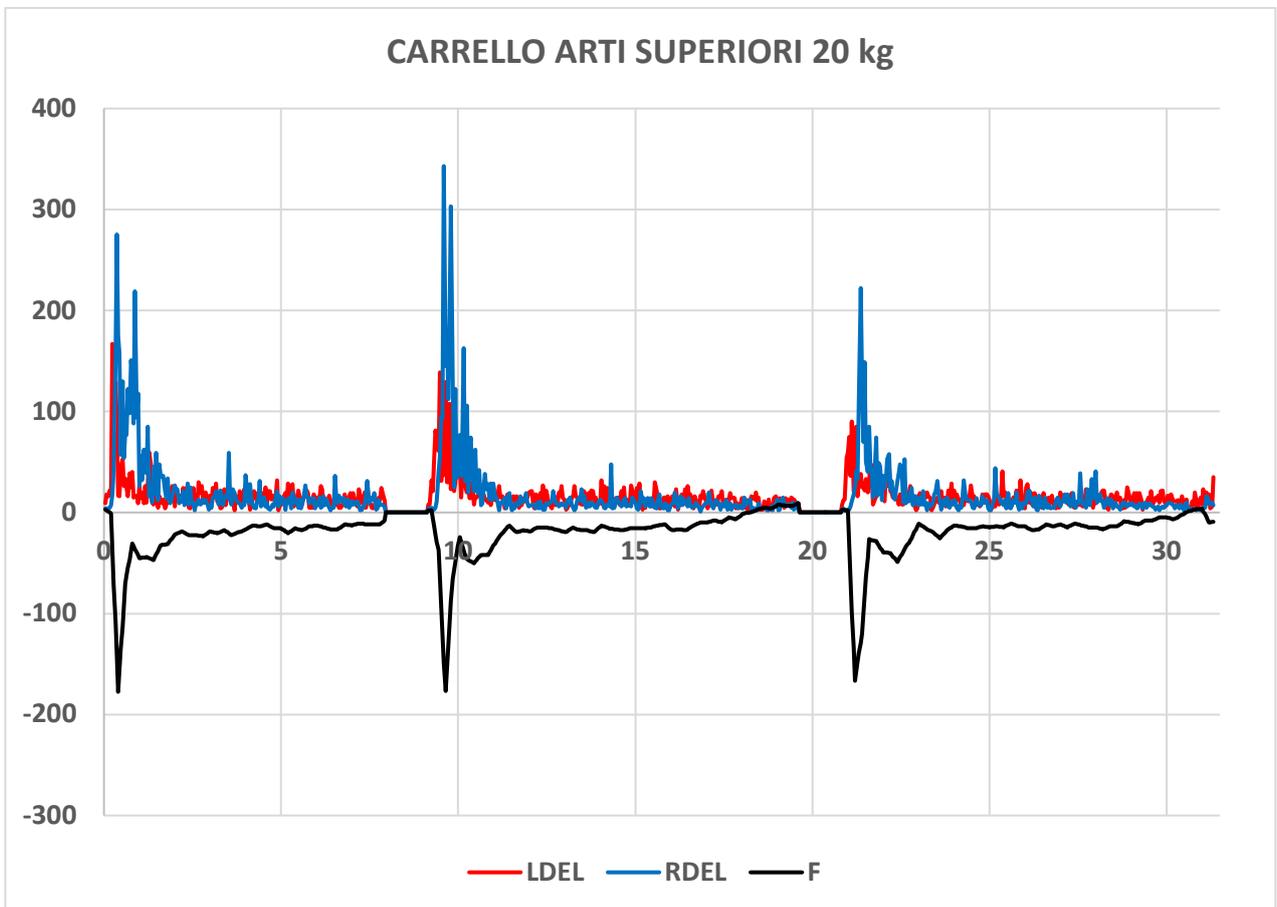
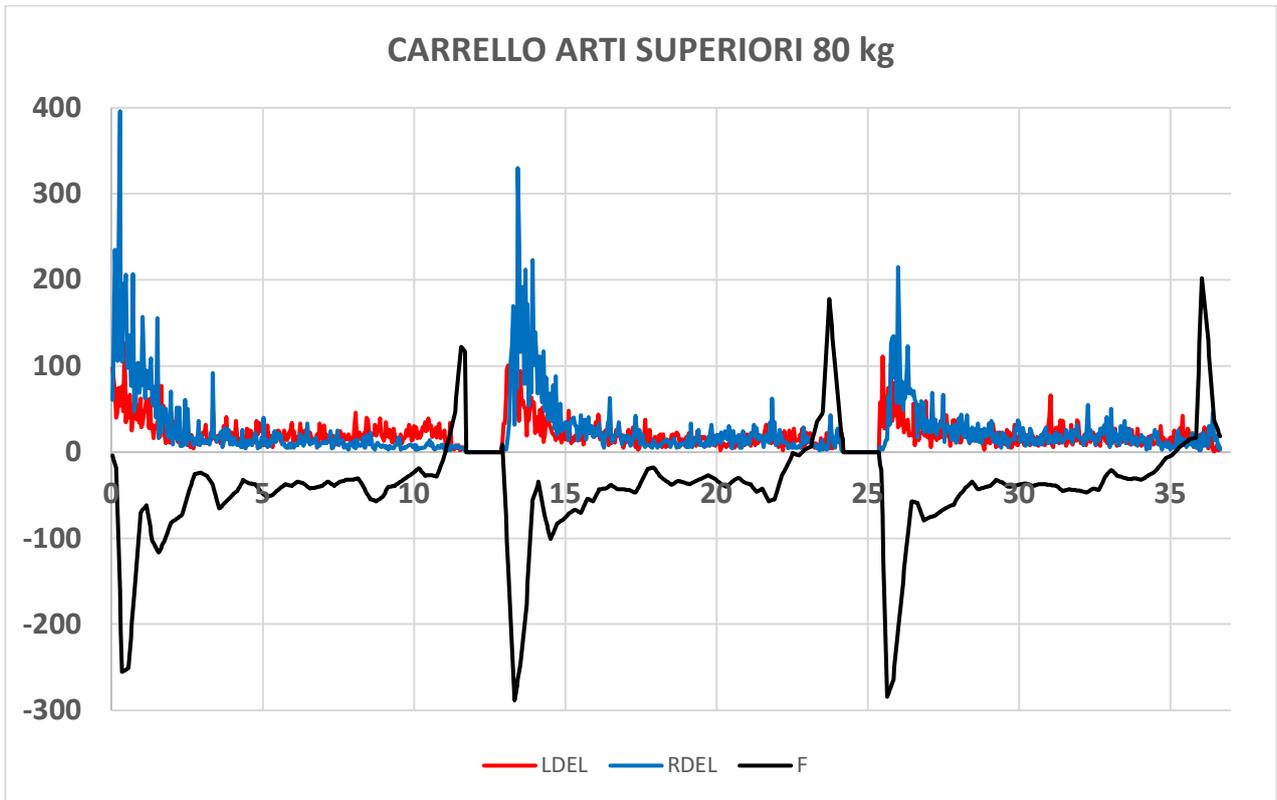
Discussione dei risultati

Il valore di normalizzazione non viene mai superato. In generale, è possibile osservare che:

- si registra un livello di attivazione massima del 23,08% della MCV nelle prove del carrello, caricato con 20 kg, nel compito svolto con gli arti superiori;
- nelle prove della carriola, caricata con 80 kg ed effettuata con gli arti superiori, i livelli di attivazione raggiungono al massimo il 18,65% della massima contrazione registrata durante le prove isometriche;
- i valori del 95° percentile diminuiscono al diminuire del peso trasportato per tutte le prove tranne che per quelle effettuate con la carriola con gli arti superiori che, per i pesi di 20 e 40 kg, ha valori confrontabili.

19 McBeth et al. Nel 2003: J. McBeth, E.F. Harkness, A.J. Silman, G.J Macfarlane, "The role of workplace low-level mechanical trauma, posture and environment in the onset of chronic widespread pain", in Rheumatology, Oxford, 2003.
20 Hoozemans et al. Del 2002: M.J. Hoozemans, A.J. van der Beek, M.H. Fring-Dresen, L.H. van der Woude, F.J. van Dijk, "Low-back and shoulder complaints among workers with pushing and pulling tasks", in Scand J Work Environ Health, 2002, 28(5), pagg. 293-303.

Grafici



Attivazione del deltoide sinistro (LDEL) nelle prove di **traino**:

LDEL 80 kg															
CARRELLO ARTI INFERIORI				CARRELLO ARTI SUPERIORI				CARRIOLA ARTI INFERIORI				CARRIOLA ARTI SUPERIORI			
	1°	2°	3°		1°	2°	3°		1°	2°	3°		1°	2°	3°
μ	7	5	5	μ	4	3	4	μ	7	6	12	μ	22	12	8
Max	36	36	68	Max	41	55	64	Max	35	42	55	Max	130	139	84
RMS	12	10	10	RMS	8	9	10	RMS	10	9	16	RMS	29	21	14
ARV	10	8	7	ARV	6	6	6	ARV	8	7	14	ARV	25	16	11
Q1	4	3	3	Q1	3	2	3	Q1	5	5	8	Q1	15	7	5
Q2	7	5	5	Q2	4	3	4	Q2	7	6	12	Q2	22	12	8
Q3	13	10	8	Q3	7	6	6	Q3	11	9	17	Q3	31	19	12
95p	23	20	19	95p	17	21	16	95p	17	16	29	95p	48	38	26

LDEL 40 kg															
CARRELLO ARTI INFERIORI				CARRELLO ARTI SUPERIORI				CARRIOLA ARTI INFERIORI				CARRIOLA ARTI SUPERIORI			
	1°	2°	3°		1°	2°	3°		1°	2°	3°		1°	2°	3°
μ	7	7	7	μ	7	3	4	μ	4	4	5	μ	6	8	6
Max	33	31	29	Max	60	55	64	Max	53	39	25	Max	25	46	46
RMS	10	10	11	RMS	11	9	10	RMS	8	7	7	RMS	8	12	9
ARV	9	8	9	ARV	9	6	6	ARV	6	6	6	ARV	7	10	8
Q1	4	4	4	Q1	4	2	3	Q1	3	3	3	Q1	4	5	4
Q2	7	7	7	Q2	7	3	4	Q2	4	4	5	Q2	6	8	6
Q3	12	11	12	Q3	13	6	6	Q3	7	7	7	Q3	8	13	9
95p	20	18	20	95p	22	21	16	95p	16	14	13	95p	14	23	18

LDEL 20 kg															
CARRELLO ARTI INFERIORI				CARRELLO ARTI SUPERIORI				CARRIOLA ARTI INFERIORI				CARRIOLA ARTI SUPERIORI			
	1°	2°	3°		1°	2°	3°		1°	2°	3°		1°	2°	3°
μ	6	7	7	μ	10	5	6	μ	3	3	3	μ	5	6	6
Max	39	35	41	Max	45	45	26	Max	33	25	31	Max	75	39	48
RMS	9	11	11	RMS	13	8	9	RMS	6	6	6	RMS	9	9	10
ARV	8	9	9	ARV	11	7	7	ARV	4	4	4	ARV	6	7	8
Q1	4	5	4	Q1	5	3	3	Q1	2	2	2	Q1	3	4	4
Q2	6	7	7	Q2	10	5	6	Q2	3	3	3	Q2	5	6	6
Q3	10	13	12	Q3	15	8	9	Q3	5	5	4	Q3	7	8	10
95p	18	20	22	95p	25	17	16	95p	11	12	13	95p	15	16	20

Risultati test di normalizzazione (MCV)

Prove	Valori	Media
1°	674,0	723,5
2°	773,0	

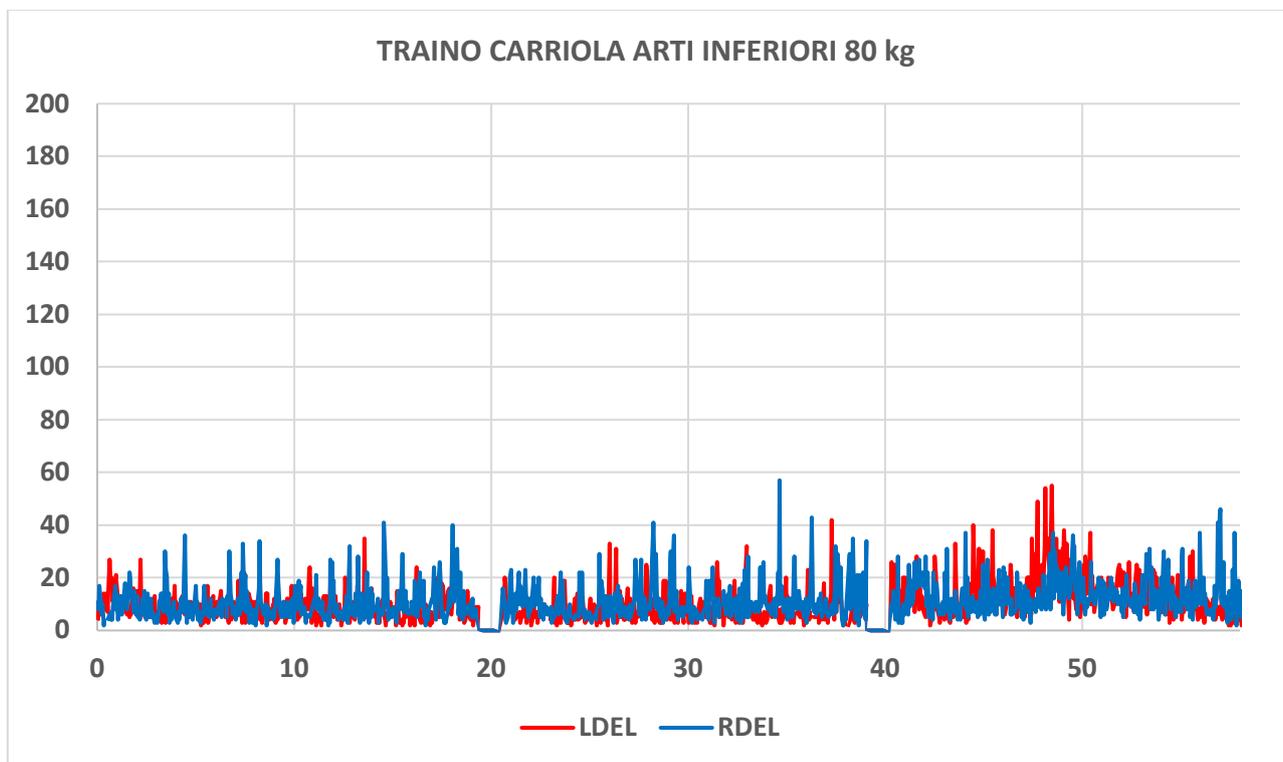
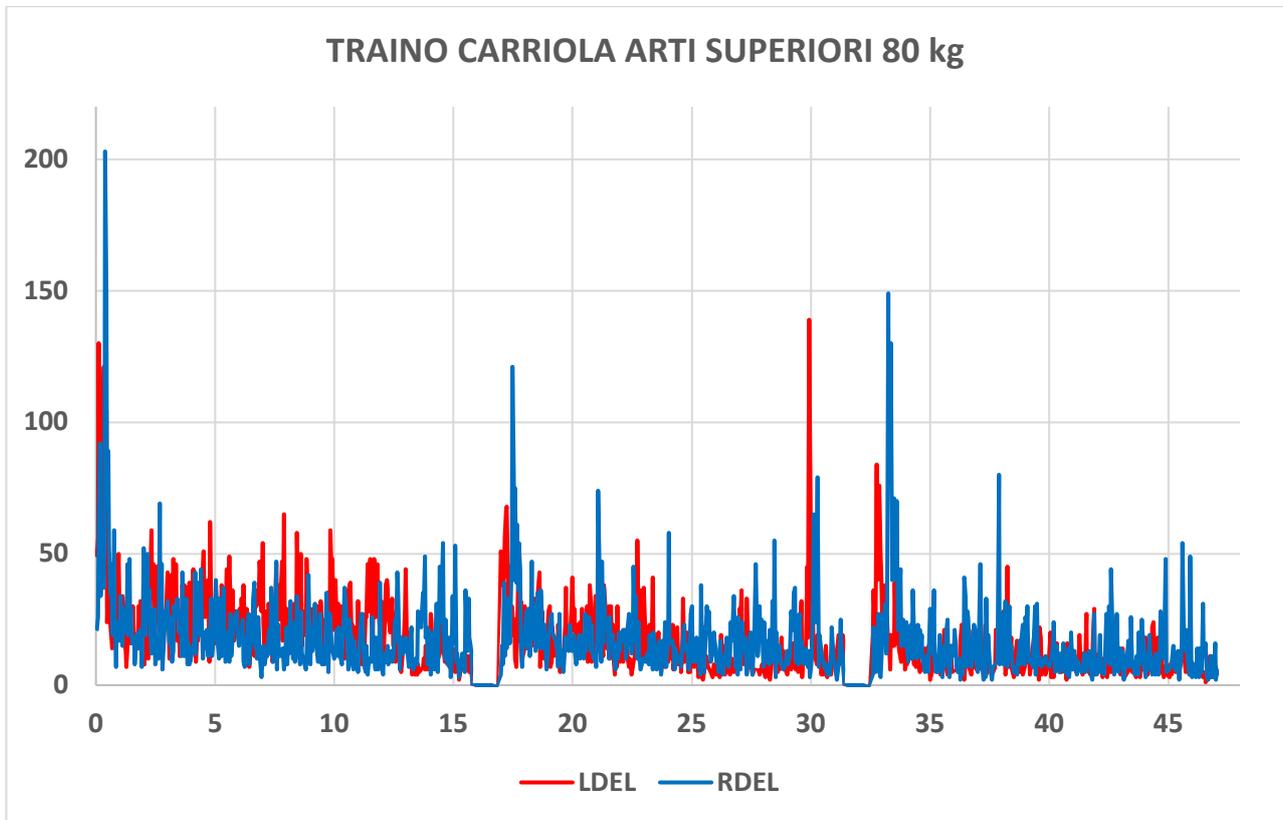
Discussione dei risultati

Il deltoide riporta livelli di attivazione massima del 19,21% rispetto alla M.C.V. nelle prove della carriola con arti superiori a 80 kg.

L'impiego del deltoide, nelle attività di traino e spinta, non sembra essere particolarmente elevato se messo in relazione ai valori ottenuti con la prova di normalizzazione. Questo fatto è ragionevolmente riconducibile alla postura di effettuazione delle attività di traino e spinta che non

prevedono un'elevazione della spalla.

Grafico



Attivazione del trapezio sinistro (LTRAP) nelle prove di **spinta**

LTRP 80 kg															
CARRELLO ARTI INFERIORI				CARRELLO ARTI SUPERIORI				CARRIOLA ARTI INFERIORI				CARRIOLA ARTI SUPERIORI			
	1°	2°	3°		1°	2°	3°		1°	2°	3°		1°	2°	3°
μ	17	21	21	μ	18	24	24	μ	22	33	40	μ	44	41	18
Max	70	58	90	Max	162	173	166	Max	75	133	143	Max	286	208	191
RMS	22	24	25	RMS	29	38	38	RMS	26	39	48	RMS	64	56	39
ARV	19	22	22	ARV	23	29	30	ARV	24	34	43	ARV	52	47	26
Q1	12	15	14	Q1	13	17	18	Q1	16	21	29	Q1	32	30	10
Q2	17	21	21	Q2	18	24	24	Q2	22	33	40	Q2	44	41	18
Q3	24	28	28	Q3	25	33	31	Q3	30	45	54	Q3	60	59	27
95p	38	40	44	95p	59	73	81	95p	42	68	81	95p	122	101	92

LTRP 40 kg															
CARRELLO ARTI INFERIORI				CARRELLO ARTI SUPERIORI				CARRIOLA ARTI INFERIORI				CARRIOLA ARTI SUPERIORI			
	1°	2°	3°		1°	2°	3°		1°	2°	3°		1°	2°	3°
μ	15	17	17	μ	18	16	18	μ	25	14	11	μ	28	27	22
Max	52	54	49	Max	108	122	153	Max	61	56	87	Max	163	184	140
RMS	19	20	20	RMS	26	25	26	RMS	29	17	15	RMS	43	41	36
ARV	17	19	18	ARV	22	20	21	ARV	26	15	12	ARV	34	34	27
Q1	12	13	13	Q1	14	13	13	Q1	17	10	8	Q1	18	19	14
Q2	15	17	17	Q2	18	16	18	Q2	25	14	11	Q2	28	27	22
Q3	21	23	22	Q3	25	22	22	Q3	34	19	15	Q3	40	42	31
95p	33	31	31	95p	47	45	46	95p	48	29	26	95p	94	79	70

LTRP 20 kg															
CARRELLO ARTI INFERIORI				CARRELLO ARTI SUPERIORI				CARRIOLA ARTI INFERIORI				CARRIOLA ARTI SUPERIORI			
	1°	2°	3°		1°	2°	3°		1°	2°	3°		1°	2°	3°
μ	16	15	15	μ	9	14	14	μ	12	10	11	μ	18	13	15
Max	63	33	43	Max	151	201	147	Max	54	33	48	Max	179	188	127
RMS	18	17	17	RMS	18	28	26	RMS	17	12	16	RMS	39	32	29
ARV	17	16	16	ARV	13	19	18	ARV	13	10	13	ARV	25	19	19
Q1	13	12	12	Q1	7	11	11	Q1	6	6	4	Q1	2	2	2
Q2	16	15	15	Q2	9	14	14	Q2	12	10	11	Q2	18	13	15
Q3	20	19	19	Q3	14	19	18	Q3	19	14	19	Q3	30	22	25
95p	27	25	26	95p	35	45	39	95p	32	21	31	95p	90	71	58

Risultati test di normalizzazione (MCV)

Prove	Valori	Media
1°	109,0	95,5
2°	82,0	

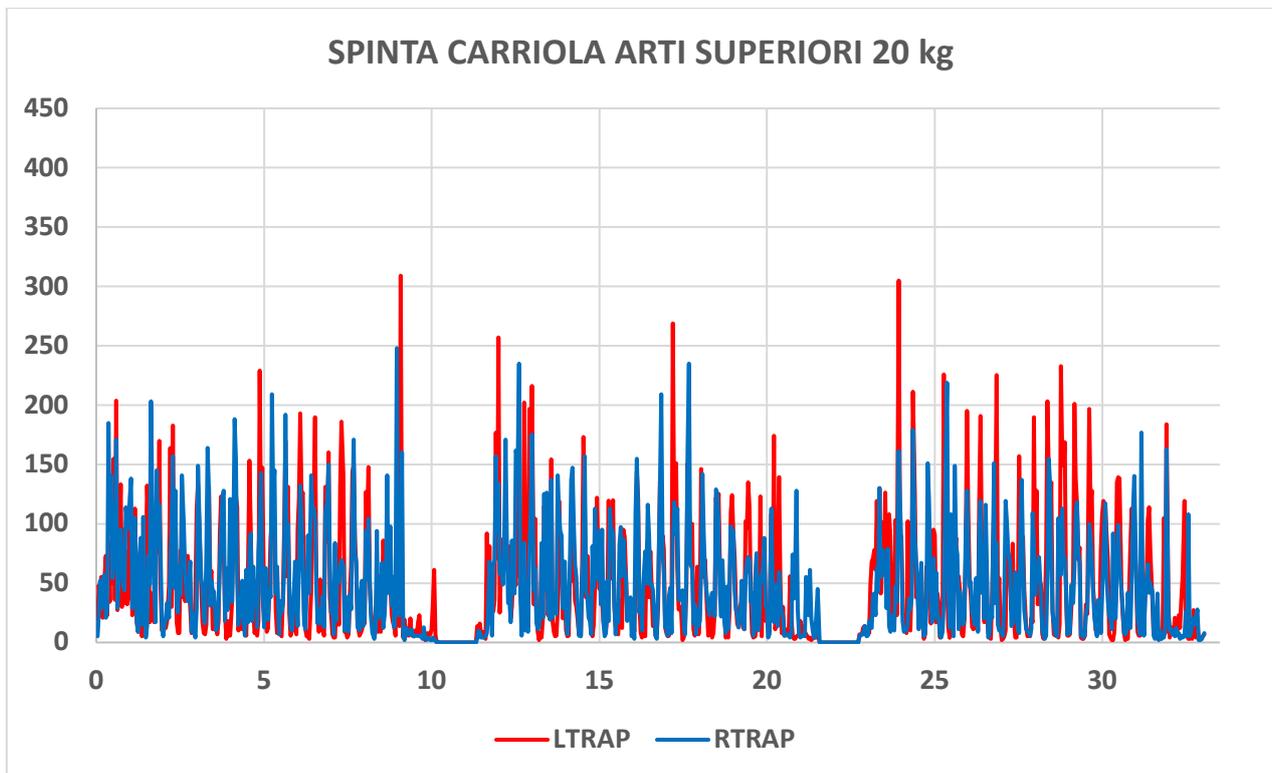
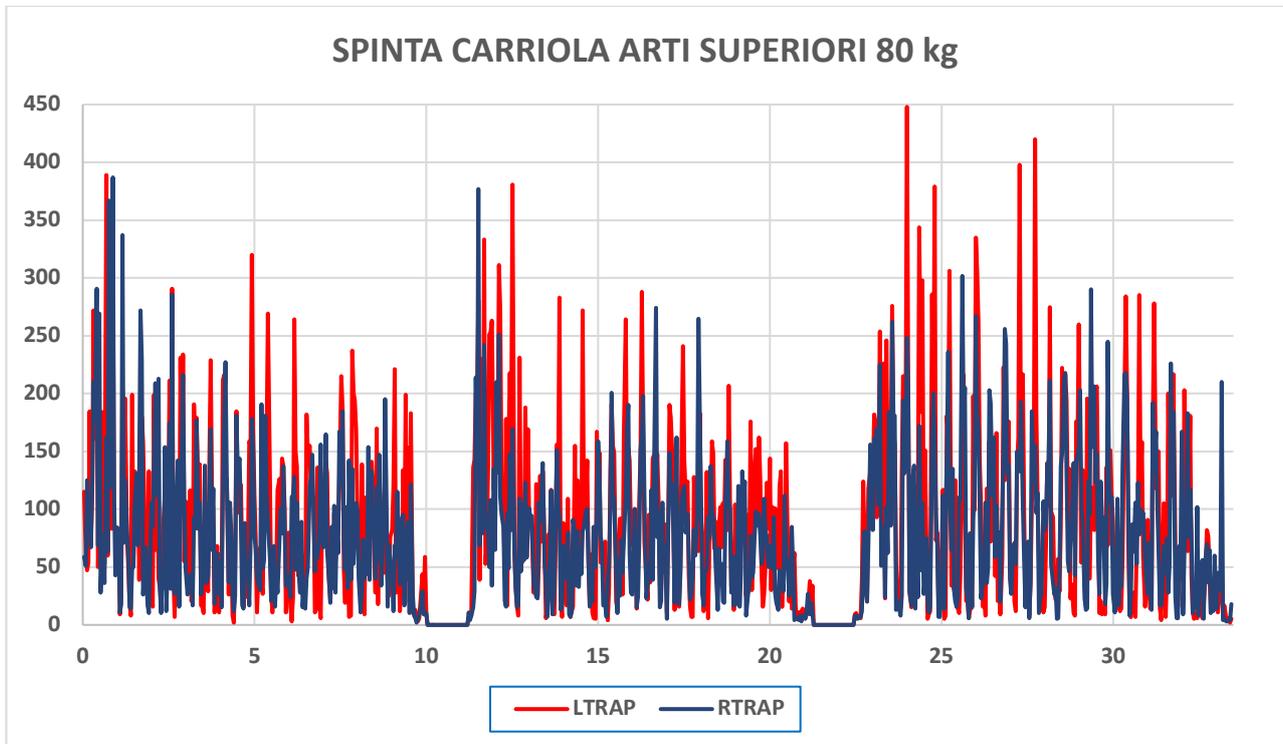
Discussione dei risultati

L'attivazione del muscolo trapezio risulta estremamente elevato e talvolta ampiamente superiore rispetto ai livelli di normalizzazione rilevati. In particolare:

- l'attivazione massima registrata è pari al 299,47% della MCV nelle prove della carriola arti superiori a 80 kg ed è ampiamente superiore a tale livello anche nelle altre prove che utilizzano la carriola (arti superiori);

- l'attivazione massima è superiore al livello massimo mediamente ottenuto nelle prove isometriche anche nelle prove del carrello arti superiori indipendentemente dal livello di peso.

Grafici



I livelli di attivazione del muscolo trapezio, anche in virtù del collocamento degli elettrodi, si mantiene molto elevato durante tutta l'attività di movimentazione della carriola con livelli costantemente superiori alla prova di normalizzazione. I picchi di attivazione muscolare sono superiori in presenza di livelli di peso superiori. L'attività elettrica alternante è chiaramente riconducibile al fatto che l'attività di movimentazione è dinamica ed il peso deve essere sostenuto durante la camminata in modo periodico.

Attivazione del petto sinistro (LPECT) nelle prove di **traino**

LPECT 80 kg															
CARRELLO ARTI INFERIORI				CARRELLO ARTI SUPERIORI				CARRIOLA ARTI INFERIORI				CARRIOLA ARTI SUPERIORI			
1° 2° 3°				1° 2° 3°				1° 2° 3°				1° 2° 3°			
μ	6	5	5	μ	4	3	3	μ	5	5	5	μ	5	6	5
Max	20	31	83	Max	120	103	134	Max	27	26	30	Max	106	70	60
RMS	7	8	11	RMS	14	11	13	RMS	8	8	9	RMS	13	12	11
ARV	6	6	7	ARV	8	6	6	ARV	7	7	7	ARV	8	8	8
Q1	3	3	3	Q1	3	2	2	Q1	4	4	4	Q1	4	4	4
Q2	6	5	5	Q2	4	3	3	Q2	5	5	5	Q2	5	6	5
Q3	8	8	8	Q3	7	6	5	Q3	7	8	7	Q3	9	9	9
95p	14	14	22	95p	22	17	18	95p	20	19	20	95p	24	23	21

LPECT 40 kg															
CARRELLO ARTI INFERIORI				CARRELLO ARTI SUPERIORI				CARRIOLA ARTI INFERIORI				CARRIOLA ARTI SUPERIORI			
1° 2° 3°				1° 2° 3°				1° 2° 3°				1° 2° 3°			
μ	4	4	4	μ	5	3	3	μ	3	3	3	μ	4	5	5
Max	95	40	52	Max	117	103	134	Max	31	26	26	Max	81	60	29
RMS	9	7	7	RMS	14	11	13	RMS	8	7	7	RMS	11	11	9
ARV	6	5	5	ARV	9	6	6	ARV	6	5	5	ARV	7	8	7
Q1	3	3	3	Q1	4	2	2	Q1	3	2	2	Q1	3	3	3
Q2	4	4	4	Q2	5	3	3	Q2	3	3	3	Q2	4	5	5
Q3	7	6	6	Q3	9	6	5	Q3	6	5	5	Q3	8	8	7
95p	16	12	13	95p	26	17	18	95p	19	18	17	95p	22	25	22

LPECT 20 kg															
CARRELLO ARTI INFERIORI				CARRELLO ARTI SUPERIORI				CARRIOLA ARTI INFERIORI				CARRIOLA ARTI SUPERIORI			
1° 2° 3°				1° 2° 3°				1° 2° 3°				1° 2° 3°			
μ	3	3	3	μ	4	3	3	μ	3	3	3	μ	4	4	4
Max	30	31	16	Max	59	49	33	Max	25	24	23	Max	36	32	59
RMS	5	5	4	RMS	10	7	6	RMS	6	6	6	RMS	8	9	10
ARV	4	4	3	ARV	7	5	5	ARV	4	4	4	ARV	6	6	7
Q1	2	2	2	Q1	3	2	3	Q1	2	2	2	Q1	3	3	3
Q2	3	3	3	Q2	4	3	3	Q2	3	3	3	Q2	4	4	4
Q3	4	4	4	Q3	7	5	5	Q3	4	4	5	Q3	6	7	8
95p	11	11	10	95p	18	13	13	95p	15	16	16	95p	19	20	20

Risultati test di normalizzazione (MCV)

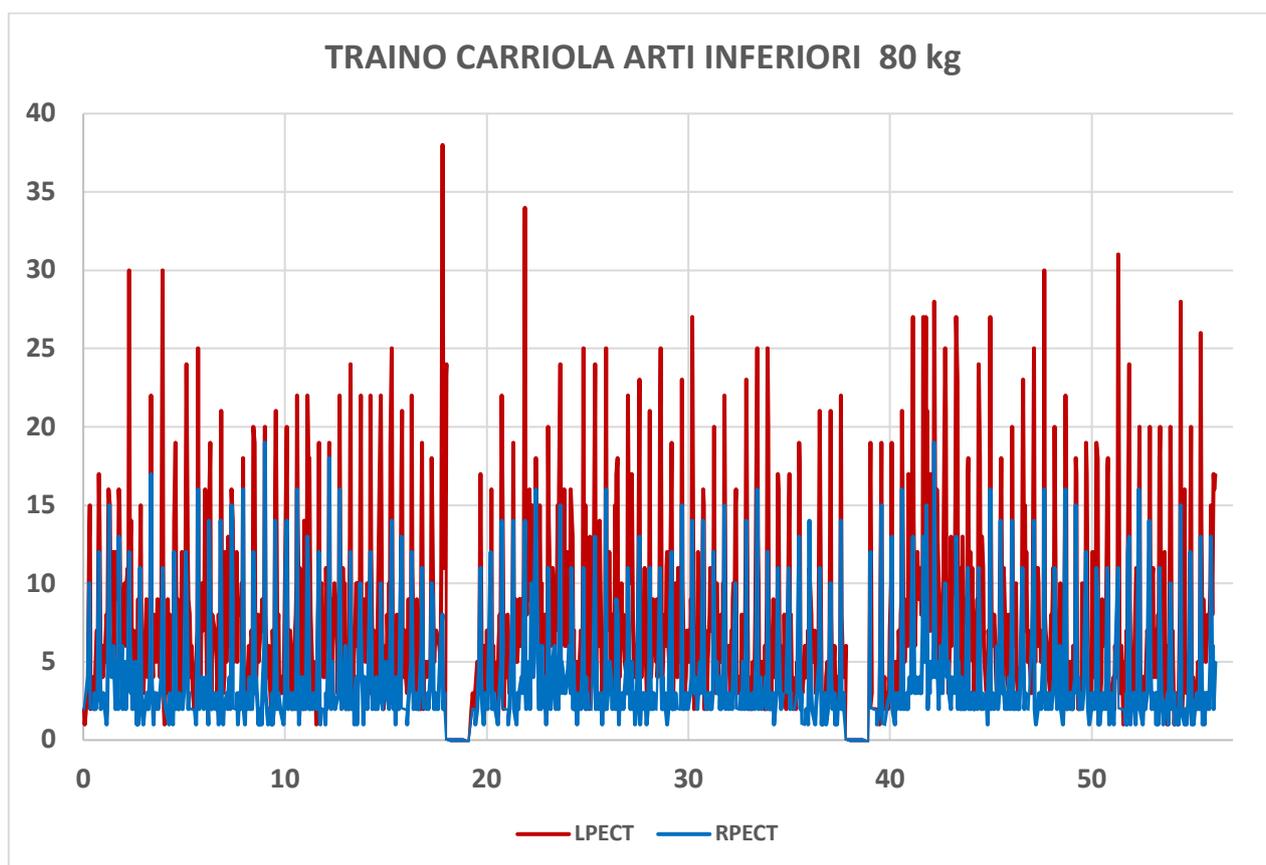
Prove	Valori	Media
1°	126,0	159,0
2°	192,0	

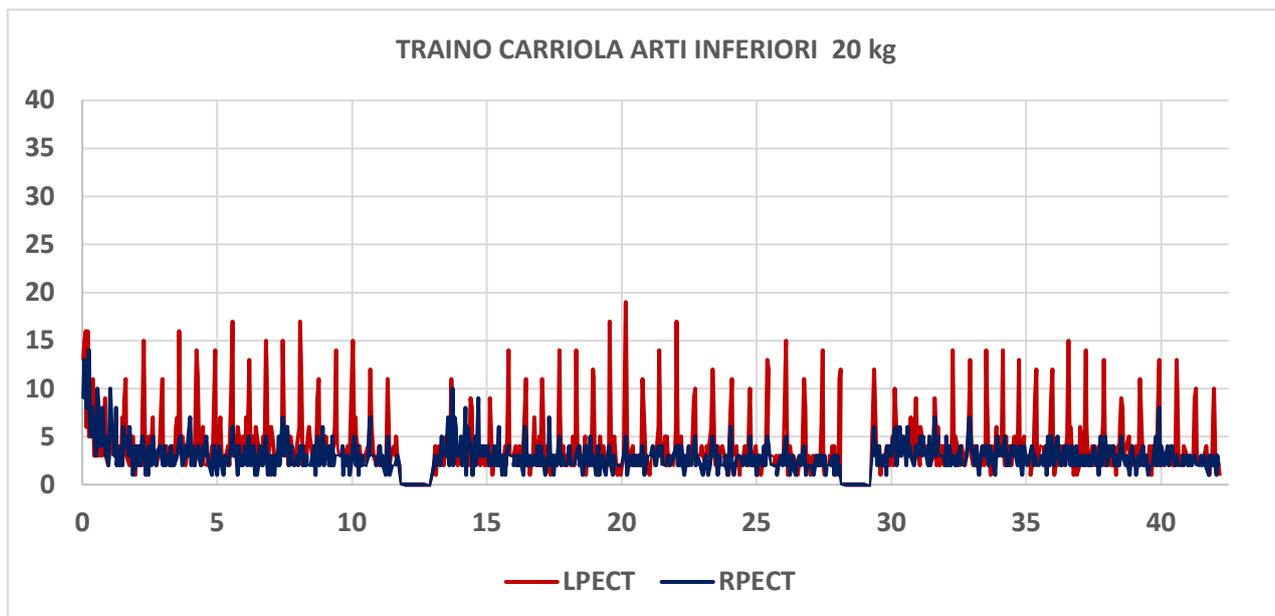
Discussione dei risultati

Il valore di normalizzazione non viene mai superato ed il livello di attivazione massima è pari 75,47% della MCV nelle prove del carrello arti superiori a 80 kg. I valori massimi ottenuti risultano nettamente superiori nelle prove dei carrelli anziché in quelle della carriola. Tale condizione è ragionevolmente riconducibile al fatto che la forza esercitata sul carrello ha un vettore orizzontale prevalente che, in rapporto alla postura ed all'altezza di presa del carrello, porta ad una maggiore attivazione dei muscoli del petto.

Inoltre, nelle prove svolte con il coinvolgimento degli arti superiori i valori massimi tendono a diminuire con il diminuire del peso trasportato. Sono state selezionate solamente le attività di traino in quanto sono più significative rispetto a quelle di spinta per quanto riguarda i muscoli pettorali.

Grafici





Dai grafici è possibile osservare che il contributo del pettorale sinistro è mediamente superiore di quello destro.

Attivazione dell'estensore dell'avambraccio destro (RWE) nelle prove di **spinta**

RWE 80 kg															
CARRELLO ARTI INFERIORI				CARRELLO ARTI SUPERIORI				CARRIOLA ARTI INFERIORI				CARRIOLA ARTI SUPERIORI			
	1°	2°	3°		1°	2°	3°		1°	2°	3°		1°	2°	3°
μ	17	21	21	μ	18	24	24	μ	22	33	40	μ	44	41	18
Max	70	58	90	Max	162	173	166	Max	75	133	143	Max	286	208	191
RMS	22	24	25	RMS	29	38	38	RMS	26	39	48	RMS	64	56	39
ARV	19	22	22	ARV	23	29	30	ARV	24	34	43	ARV	52	47	26
Q1	12	15	14	Q1	13	17	18	Q1	16	21	29	Q1	32	30	10
Q2	17	21	21	Q2	18	24	24	Q2	22	33	40	Q2	44	41	18
Q3	24	28	28	Q3	25	33	31	Q3	30	45	54	Q3	60	59	27
95p	38	40	44	95p	59	73	81	95p	42	68	81	95p	122	101	92

RWE 40 kg															
CARRELLO ARTI INFERIORI				CARRELLO ARTI SUPERIORI				CARRIOLA ARTI INFERIORI				CARRIOLA ARTI SUPERIORI			
	1°	2°	3°		1°	2°	3°		1°	2°	3°		1°	2°	3°
μ	15	17	17	μ	18	16	18	μ	25	14	11	μ	28	27	22
Max	52	54	49	Max	108	122	153	Max	61	56	87	Max	163	184	140
RMS	19	20	20	RMS	26	25	26	RMS	29	17	15	RMS	43	41	36
ARV	17	19	18	ARV	22	20	21	ARV	26	15	12	ARV	34	34	27
Q1	12	13	13	Q1	14	13	13	Q1	17	10	8	Q1	18	19	14
Q2	15	17	17	Q2	18	16	18	Q2	25	14	11	Q2	28	27	22
Q3	21	23	22	Q3	25	22	22	Q3	34	19	15	Q3	40	42	31
95p	33	31	31	95p	47	45	46	95p	48	29	26	95p	94	79	70

RWE 20 kg															
CARRELLO ARTI INFERIORI				CARRELLO ARTI SUPERIORI				CARRIOLA ARTI INFERIORI				CARRIOLA ARTI SUPERIORI			
	1°	2°	3°		1°	2°	3°		1°	2°	3°		1°	2°	3°
μ	16	15	15	μ	9	14	14	μ	12	10	11	μ	18	13	15
Max	63	33	43	Max	151	201	147	Max	54	33	48	Max	179	188	127
RMS	18	17	17	RMS	18	28	26	RMS	17	12	16	RMS	39	32	29
ARV	17	16	16	ARV	13	19	18	ARV	13	10	13	ARV	25	19	19
Q1	13	12	12	Q1	7	11	11	Q1	6	6	4	Q1	2	2	2
Q2	16	15	15	Q2	9	14	14	Q2	12	10	11	Q2	18	13	15
Q3	20	19	19	Q3	14	19	18	Q3	19	14	19	Q3	30	22	25
95p	27	25	26	95p	35	45	39	95p	32	21	31	95p	90	71	58

Risultati test di normalizzazione (MCV)

Prove	Valori	Media
1°	182,0	168,0
2°	154,0	

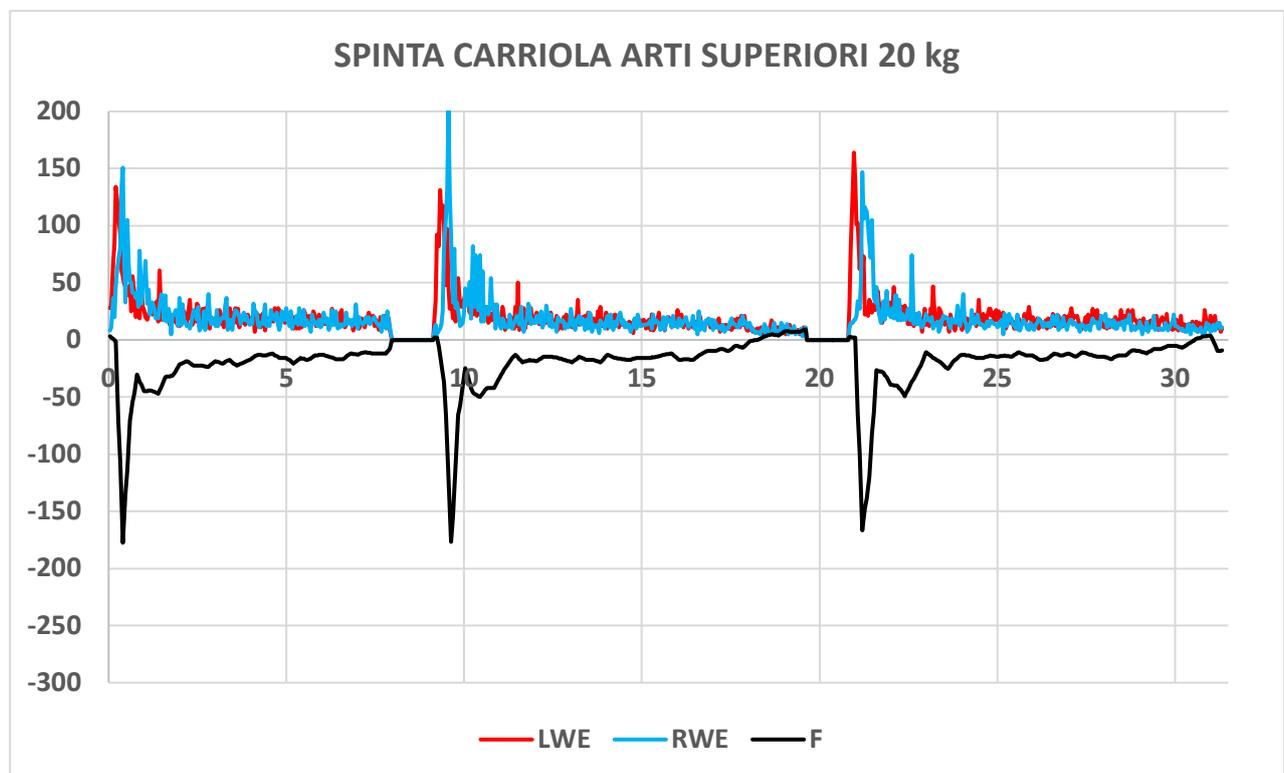
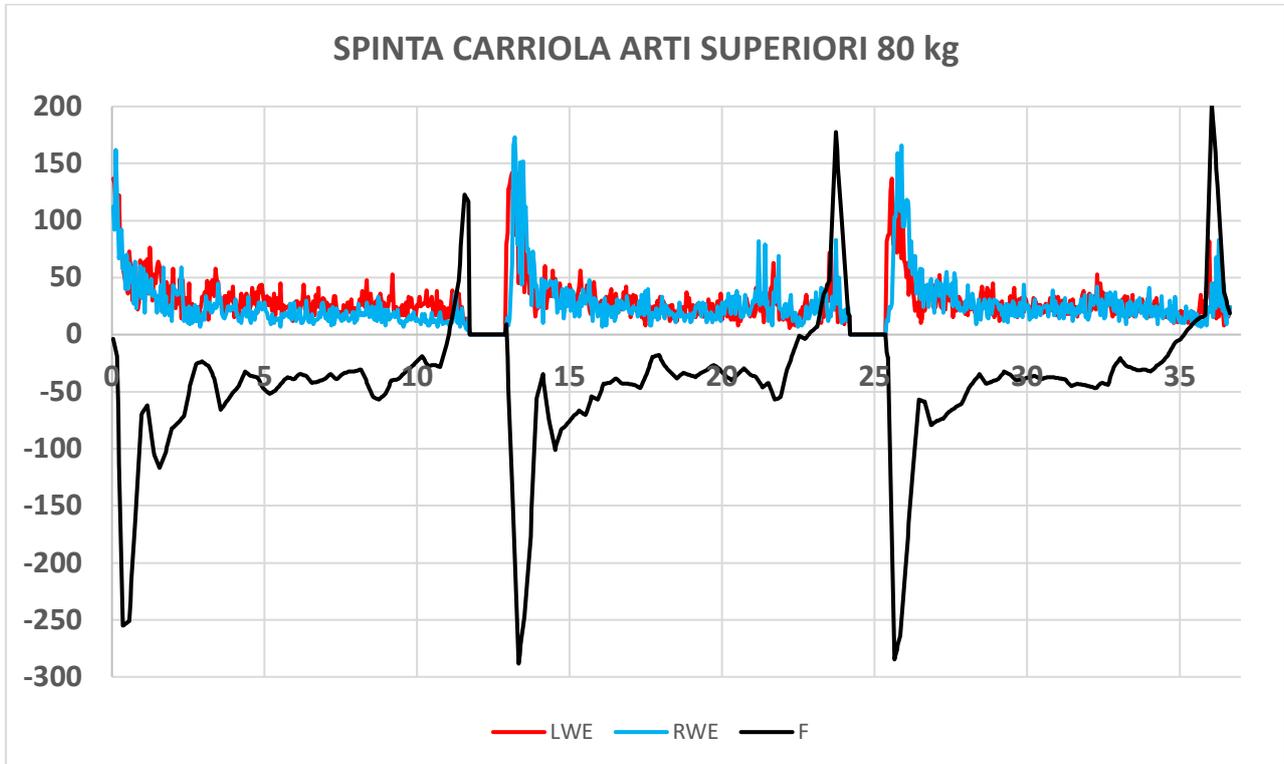
Discussione dei risultati

Il valore massimo delle prove di normalizzazione viene superato in alcune condizioni. In particolare:

- l'attivazione massima è pari al 159,52% della M.C.V. nelle prove della carriola arti superiori a 80 kg,
- l'attivazione massima è pari al 119,64% della M.C.V. nelle prove del carrello arti superiori a 20 kg.

In generale, i livelli di attivazione dei muscoli dell'avambraccio sono significativamente differenti nelle prove che vengono effettuate con l'uso delle gambe rispetto a quelle che vengono effettuate con le braccia.

Grafici



In generale, i muscoli dell'avambraccio sembrano avere valori mediamente associati rispetto a quelli della forza. Questo è chiaramente correlabile al fatto che questi muscoli sono particolarmente coinvolti nell'attività di presa degli oggetti.

Attivazione dei muscoli femorali destri (RHAM) nelle prove di **spinta**

RHAM 80 kg															
CARRELLO ARTI INFERIORI				CARRELLO ARTI SUPERIORI				CARRIOLA ARTI INFERIORI				CARRIOLA ARTI SUPERIORI			
1° 2° 3°				1° 2° 3°				1° 2° 3°				1° 2° 3°			
μ	15	11	14	μ	19	20	19	μ	17	15	19	μ	36	36	27
Max	218	189	210	Max	222	215	297	Max	192	188	193	Max	283	226	226
RMS	52	41	53	RMS	61	66	70	RMS	44	45	49	RMS	82	80	65
ARV	33	25	34	ARV	40	44	44	ARV	30	30	33	ARV	59	57	45
Q1	7	4	6	Q1	6	9	7	Q1	6	6	7	Q1	14	12	12
Q2	15	11	14	Q2	19	20	19	Q2	17	15	19	Q2	36	36	27
Q3	42	32	54	Q3	57	65	65	Q3	48	37	43	Q3	92	86	66
95p	116	94	120	95p	135	153	160	95p	93	108	111	95p	181	172	140

RHAM 40 kg															
CARRELLO ARTI INFERIORI				CARRELLO ARTI SUPERIORI				CARRIOLA ARTI INFERIORI				CARRIOLA ARTI SUPERIORI			
1° 2° 3°				1° 2° 3°				1° 2° 3°				1° 2° 3°			
μ	14	15	13	μ	18	15	16	μ	13	13	11	μ	27	27	26
Max	155	200	185	Max	269	170	214	Max	141	143	148	Max	307	262	261
RMS	51	55	55	RMS	68	56	61	RMS	37	34	32	RMS	68	71	69
ARV	33	35	35	ARV	43	37	39	ARV	24	21	20	ARV	47	48	46
Q1	6	5	5	Q1	6	6	6	Q1	5	5	4	Q1	11	10	9
Q2	14	15	13	Q2	18	15	16	Q2	13	13	11	Q2	27	27	26
Q3	45	58	56	Q3	67	66	63	Q3	28	22	20	Q3	66	70	64
95p	126	127	129	95p	151	117	143	95p	90	84	76	95p	148	164	158

RHAM 20 kg															
CARRELLO ARTI INFERIORI				CARRELLO ARTI SUPERIORI				CARRIOLA ARTI INFERIORI				CARRIOLA ARTI SUPERIORI			
1° 2° 3°				1° 2° 3°				1° 2° 3°				1° 2° 3°			
μ	15	9	11	μ	14	16	15	μ	13	14	13	μ	29	25	22
Max	186	153	163	Max	269	340	314	Max	225	136	134	Max	278	293	266
RMS	50	32	41	RMS	50	70	66	RMS	43	43	42	RMS	80	71	67
ARV	32	19	26	ARV	29	42	40	ARV	27	27	27	ARV	54	46	43
Q1	5	3	3	Q1	8	5	4	Q1	5	5	5	Q1	8	10	8
Q2	15	9	11	Q2	14	16	15	Q2	13	14	13	Q2	29	25	22
Q3	49	21	32	Q3	29	62	50	Q3	33	32	32	Q3	80	62	56
95p	115	70	98	95p	128	151	149	95p	95	110	103	95p	175	162	150

Risultati test di normalizzazione (MCV)

Prove	Valori	Media
1°	528,0	496,0
2°	464,0	

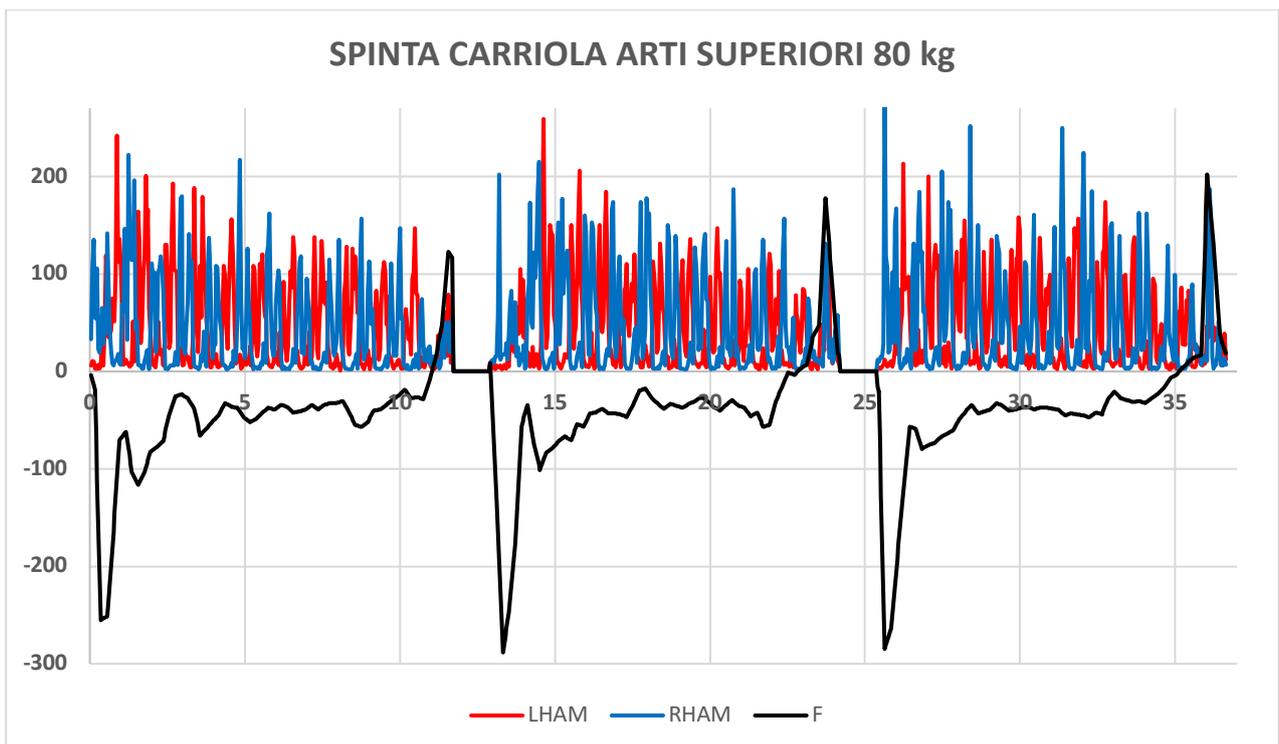
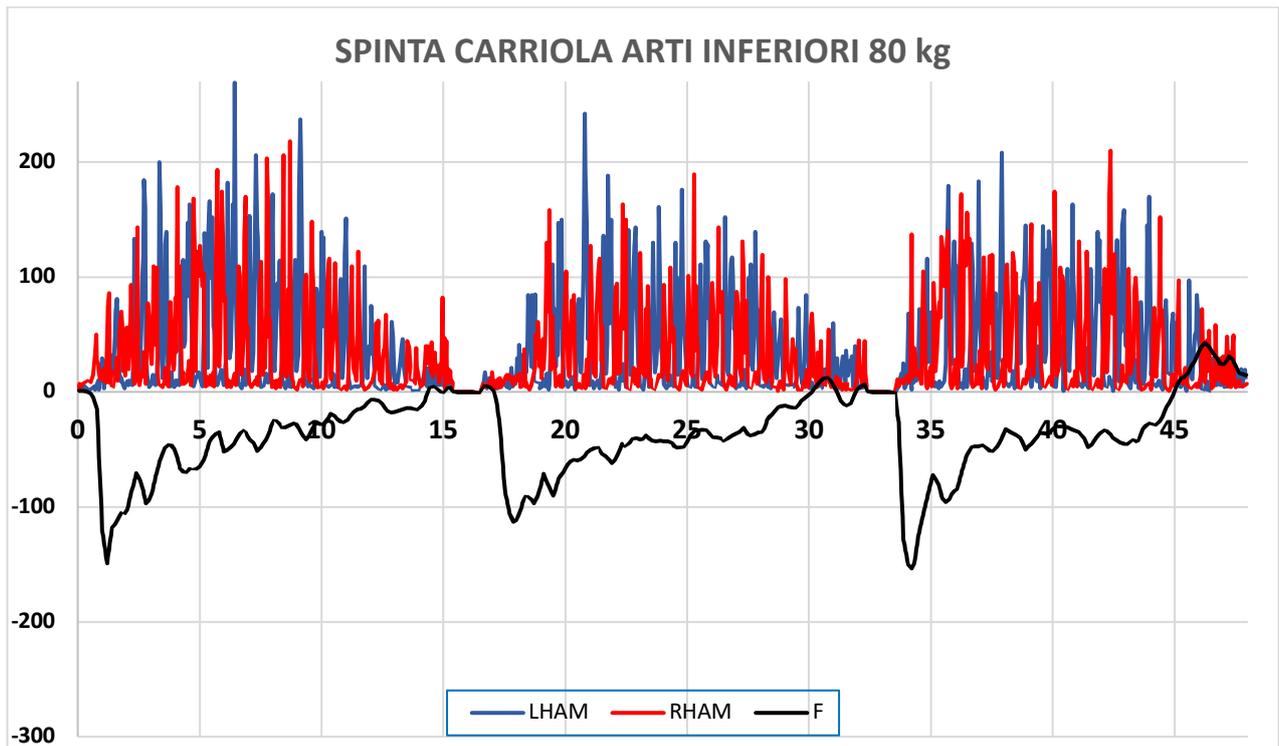
Discussione dei risultati

Il valore di normalizzazione non viene superato. Dall'analisi dei dati è possibile osservare che:

- l'attivazione massima raggiunge il 59,87% rispetto alla M.C.V. nelle prove del carrello effettuato con gli arti superiori a 80 kg.
- L'attivazione massima raggiunge il 59,07% rispetto alla M.C.V. nelle prove della carriola, svolta con gli arti superiori, a 20 kg.

In generale, i valori maggiori vengono registrati nelle prove degli arti superiori rispetto a quelle degli arti inferiori. Questo risultato potrebbe sembrare paradossale ma è essenzialmente riconducibile al fatto che le attività di movimentazione effettuate con un forte coinvolgimento degli arti superiori vengono svolte in un tempo inferiore e, pertanto, l'incremento dell'attività elettrica delle gambe è dovuto al fatto che la velocità del movimento è maggiore.

Grafici



8. CONCLUSIONI

Il presente lavoro di tesi rappresenta un primo contributo esplorativo relativo all'utilizzo del segnale elettromiografico, acquisito attraverso l'impiego di indumenti con sensori tessili inseriti, per l'analisi delle attività lavorative che prevedano task di traino e spinta di carrelli.

Rispetto agli obiettivi del presente studio è possibile affermare che:

- è stato possibile sincronizzare i dati di forza rilevati dal dinamometro con i dati elettromiografici di superficie. Sono necessari ulteriori studi per ottimizzare tale attività che, tuttavia, ha già portato a dei risultati molto soddisfacenti;
- il segnale elettromiografico è in grado di fornire indicazioni utili alla valutazione del rischio in quanto è in grado di descrivere i distretti muscolari maggiormente attivati dal soggetto per l'effettuazione del compito lavorativo. Questa indicazione può rilevarsi particolarmente utile per fornire indicazioni personalizzate al soggetto;
- il valore della forza descrive adeguatamente la modalità con la quale un carico viene messo in movimento (forza iniziale e di mantenimento), ma non è in grado di discriminare la modalità con la quale il soggetto effettua l'attività di movimentazione. Infatti, l'andamento del potenziale d'azione per alcuni gruppi muscolari (es. area lombare, muscoli dell'avambraccio, ecc) segue in maniera abbastanza fedele quello della forza (iniziale – livelli maggiori – e mantenimento – livelli mediamente inferiori) mentre altri gruppi registrano livelli elevati di attivazione anche durante l'attività di mantenimento del moto (es. muscolo trapezio – arti inferiori). E' evidente che questi livelli devono essere rapportati al livello massimo ottenuto nelle prove di normalizzazione, ma forniscono certamente l'indicazione di un impegno muscolare rilevante anche durante le attività di mantenimento che, in caso di trasporti per distanze medie, possono non essere trascurabili;
- il segnale elettromiografico è stato utilizzato per valutare attività di movimentazione che utilizzano strumenti differenti rispetto ai carrelli a 4 ruote classici (es. carriola). Tali attività non possono essere valutate con l'utilizzo del dinamometro senza alterare in modo significativo la modalità di svolgimento dell'attività. E' opportuno segnalare che l'utilizzo del dinamometro, in alcuni casi, è tutt'altro che agevole (es. transpallet) e riproducibile (es. definizione dell'angolo di spinta in fase di mantenimento per definire il valore della componente orizzontale) oltre che ad alterare in modo significativo la modalità di effettuazione della movimentazione (es. modifica della presa, riduzione del controllo sul mezzo, ecc). Per questo motivo si ritiene utile l'implementazione di ulteriori studi con l'utilizzo di tale apparecchiatura per verificare la possibilità di individuare metodi di valutazione alternativi per le attività lavorative non altrimenti valutabili;
- non è stato possibile effettuare valutazioni significative circa la possibilità di utilizzo dei dati derivanti dalla piattaforma inerziale inserita nelle MCell. Si ritiene comunque utile proseguire le valutazioni sulla possibilità di utilizzare i parametri di accelerazione forniti da tali

strumentazioni al fine di verificare possibili relazioni tra tale parametro fisico e l'attività elettrica del distretto.

Non si ritiene possibile fornire indicazioni assolute circa il trend di attivazione dei diversi distretti muscolari rispetto alla tipologia di attività svolta in quanto è stato sottoposto ai test un solo soggetto. Infatti, si ritiene auspicabile la ripetizione delle prove effettuate su una molteplicità di soggetti avendo cura di inserire un accelerometro anche sul carrello movimentato ed inserendo una prova di normalizzazione funzionale (es. spinta del carrello con resistenza elevata) per fornire indicazioni utili sul massimo sforzo erogabile nella posizione di effettuazione del task.

In conclusione, si ritiene che gli obiettivi dello studio siano stati raggiunti ma che siano necessari ulteriori test per fornire indicazioni organiche sulla possibilità di utilizzare tali strumentazioni a supporto del dinamometro oppure in sostituzione dello stesso ove questo non risulti utilizzabile.

9. BIBLIOGRAFIA

- A. Ranavolo et al. (2020) “the sensor-based biomechanical risk assessment at the base of the need for revising of standards for human ergonomics”;
- A. Ranavolo (2021) “*Principi di Elettromiografia di Superficie, dal potenziale d’azione alle applicazioni nei diversi settori della medicina e dell’ingegneria*”.
- Anderson nel 2007: J.H.H Andersen., “Risk factors for more severe regional musculoskeletal symptoms: A two-year prospective study of a general working population”, in *Arthritis and Rheumatism*, 2007.
- Arvidsson et al. (2021) “*Action levels for the prevention of work-related musculoskeletal disorders in the neck and upper extremities: a proposal*”
- Eliasson K, Palm P, Nyman T et al. (2017) *Inter- and intra- observer reliability of risk assessment of repetitive work without an explicit method*. *Appl Ergon*; 62: 1–8.
- Finni T., Hu M., Kettunen P., et al. (2007) Measurement of EMG activity with textile electrodes embedded into clothin.
- Finni T., Hu M., Kettunen P., et al. (2012) Ventilatory threshold during incremental running can be estimated using EMG shorts.
- Harkness et al. Nel 2003: E.F. Harkness, G.J. Macfarlane, E.S. Nahit, A.J. Silman, J. McBeth, “*Mechanical and psychosocial factors predict new onset shoulder pain: a prospective cohort study of newly employed workers*”, in *Occup Environ Med*, 2003.
- Hoozemans et al. Del 2002: M.J. Hoozemans, A.J. van der Beek, M.H. Fring-Dresen, L.H. van der Woude, F.J. van Dijk, “*Low-back and shoulder complaints among workers with pushing and pulling tasks*”, in *Scand J Work Environ Health*, 2002, 28(5), pagg. 293-303.
- Kornelius Kraus “*Functional Movement Screen, Aspects of Validity Reliability of Textile Electromyography Sensors*”
- INAIL, le malattie professionali nella sanità, 2019.
- INAIL, relazione annuale 2016 del presidente, appendice statistica, Roma, 5 luglio 2017.
- INAIL, relazione annuale 2021 del presidente, appendice statistica, Roma, 25 luglio 2022.
- McBeth et al. Nel 2003: J. McBeth, E.F. Harkness, A.J. Silman, G.J Macfarlane, “*The role of workplace low-level mechanical trauma, posture and environment in the onset of chronic widespread pain*”, in *Rheumatology*, Oxford, 2003.
- Le inidoneità e le limitazioni lavorative del personale SSN, dimensioni del fenomeno e proposte, Carlo de Pietro, Guglielmo Pacileo, Agnese Pirazzoli, Marco Sartirana
- NIOSH. *Musculoskeletal Disorders and Workplace Factors: A Critical Review of Epidemiologic Evidence for Work-Related Musculoskeletal Disorders of the Neck, Upper Extremity and Low Back*. DHHS, Cincinnati. NIOSH Publication, 1997; No. 97–141.

- Plouvier et al. Nel 2008: S. Plouvier, E. Renahy, J.F. Chastang, S. Bonenfant, A. Leclerc, “Biomechanical strains and low back disorders: quantifying the effects of the number of years of exposure on various types of pain”, in *Occup Environ Med*, 2008.
- SNOOK, Stover H. and CIRIELLO, Vincent M., 1991. “*The design of manual handling tasks: revised tables of maximum acceptable weights and forces*”. *Ergonomics*, 34:9, 1197 – 1213;
- Steffi L. Colyer and Polly M. McGuigan (2018) “*Textile Electrodes Embedded in Clothing: A Practical Alternative to Traditional Surface Electromyography when Assessing Muscle Excitation during Functional Movements*”.
- Steffi L. Colyer, Polly M. McGuigan (2018) “Textile Electrodes Embedded in Clothing: A Practical Alternative to Traditional Surface Electromyography when Assessing Muscle Excitation during Functional Movements”
- technical report ISO/TR 12295, edizione 2014;
- UNI ISO 11228-1, edizione del 2021;
- UNI ISO 11228-2, edizione del 2009;

10. RINGRAZIAMENTI

Ringrazio il mio relatore, il dott. Michele Bordignon, per la sua costante disponibilità e per avermi fornito preziose indicazioni nel corso di questo progetto, anche durante le fasi più complesse.

Un ringraziamento speciale alla mia famiglia e agli amici più stretti per avermi permesso di raggiungere questo traguardo, per il costante sostegno e per il supporto che mi hanno dato negli anni.