Università degli Studi di Udine
Università degli Studi di Trieste

DIPARTIMENTO DI AREA MEDICA

Corso di Studi Interateneo
TECNICHE DELLA PREVENZIONE NELL'AMBIENTE E NEI LUOGHI DI LAVORO

SET-UP DI UNA FASCIA LOMBARE SENSORIZZATA PER IL RILEVAMENTO DEL SEGNALE EMGs COME SUPPORTO ALLA VALUTAZIONE DEL RISCHIO DA MMC

Tesi di laurea triennale

Laureando:
Alessandro Brusadin

Relatore:
Dott. Michele Bordignon

A.A. 2022-2023

SOMMARIO

1. PREMESSA 3

2. INTRODUZIONE 5
   2.1. MALATTIE PROFESSIONALI 5
   2.2. DISTURBI MUSCOLO SCHELETRICI 7
   2.3. QUADRO NORMATIVO 9
      2.3.1. La norma tecnica UNI ISO 11228-1:2022 11
   2.4. ELEMENTI DI ANATOMIA E FISIOLOGIA DEL MUSCOLO 18
   2.5. ELETTROMIOGRAFIA DI SUPERFICIE 22
      2.5.1. Normalizzazione del segnale elettromiografico 22
      2.5.2. Risultati dell'analisi del segnale elettromiografico 26
      2.5.3. L'elettromiografia di superficie in ambito occupazionale 27
      2.5.4. L'uso di elettrodi tessili incorporati in indumenti 28

3. PARTE SPERIMENTALE 29
   3.1. OBIETTIVI 29
   3.2. MATERIALI E METODI 30
      3.2.1. Soggetti 30
      3.2.2. Strumentazione 31
      3.2.3. Procedura sperimentale 33
      3.2.4. Elaborazione dei dati 39
   3.3. ANALISI STATISTICA E RISULTATI 42
   3.4. DISCUSSIONE E CONCLUSIONI 59

4. BIBLIOGRAFIA 62

1. PREMESSA

I disturbi muscolo scheletrici (DMS) sono generalmente definiti come un insieme di condizioni dolorose, infiammatorie e/o degenerative, che colpiscono l'apparato locomotore, in particolar modo a livello di muscoli, tendini, scheletro, cartilagine, legamenti, nervi, articolazioni, dischi intervertebrali e sistema vascolare localizzato. Essi possono sfociare in limitazioni funzionali che vanno da disfunzioni di breve durata fino ad invalidità permanenti *(EU-OSHA, 2002)*. Tali disturbi possono essere associati a diversi fattori di rischio comunemente presenti in gran parte dei luoghi di lavoro, tra cui: la movimentazione manuale di carichi pesanti, i movimenti ripetitivi (movimentazione di bassi carichi ad alta frequenza) ed il mantenimento prolungato di posture incongrue *(EU-OSHA, 2002; Bao et al., 2020)*. I "Low back disorders" rientrano tra i disturbi muscolo scheletrici lavoro correlati dovuti alla movimentazione manuale dei carichi *(NIOSH, 1981; Hartvigsen et al., 2001; Waters et al., 2011)*.

Le denunce di malattie professionali, dovute al sovraccarico biomeccanico, mostrano, in Italia, una tendenza in continuo aumento *(INAIL, 2011; INAIL, 2022)*, portando con sé ulteriori problematiche relative sia ai costi per la salute pubblica sia a quelli connessi all'assenteismo sul posto di lavoro.

Uno dei metodi maggiormente utilizzati per la valutazione del rischio da movimentazione manuale dei carichi e, di conseguenza, per la prevenzione dell'insorgenza dei WLBDs (work-related low back disorders) è basato sulla Revised NIOSH Lifting Equation (RNLE) *(Waters et al., 1993; Waters et al., 1994)*. L'approccio ideato dal NIOSH (National Institute for Occupational Safety and Health) permette di stimare lo stress fisico legato ad una determinata attività di sollevamento. Esso restituisce come "output" un indice denominato "Lifting Index". Quest'ultimo è ottenuto calcolando il rapporto tra il peso effettivamente sollevato durante il task ed il peso limite raccomandato (RWL), il quale è derivato da un'equazione i cui parametri dipendono dalle caratteristiche del sollevamento *(Waters et al., 1994)*. Possono essere così identificati tre livelli di rischio le cui soglie sono determinate da un LI rispettivamente pari a 1.0, 2.0 e 3.0. Un LI maggiore di 1.0 introduce un incremento del rischio di incorrere in WLBDs per una frazione della popolazione indagata; al di sopra di un Lifting Index di 3.0, invece, il rischio incrementerà per gran parte dei lavoratori coinvolti *(Waters et al.,1993)*. A sostegno di tali affermazioni è stato dimostrato statisticamente come il Lifting Index sia un buon indicatore di rischio di WLBDs dovuti al sollevamento manuale di carichi

Tuttavia, la RNLE presenta diversi lati negativi *(Dempsey, 2002; Ranavolo et al., 2018a; Ranavolo et al., 2020a)*. Essa possiede infatti un campo di applicazione ristretto a causa della presenza di parametri limite di rispetto inerenti, ad esempio, alle caratteristiche del task o

dell'ambiente di lavoro in cui questo viene svolto *(Waters et al., 1993)*. Si stima approssimativamente che circa il 35% dei compiti di sollevamento nonché il 63% dei lavoratori non possa essere valutato attraverso l'uso del metodo ideato dal NIOSH *(Dempsey, 2002)*. La valutazione del rischio svolta in questo modo porta con sé anche un elemento di soggettività, che la rende così più difficilmente riproducibile.

Da questi elementi nasce l'esigenza di identificare una metodologia che possa essere applicata a tutte le lavorazioni precedentemente escluse ed in grado di evitare errori nella fase di valutazione del rischio.

Numerose sono le ricerche finalizzate all'utilizzo di un approccio quantitativo per la valutazione del rischio da sovraccarico biomeccanico e all'implementazione di strumenti per l'esecuzione dello stesso. Tra le diverse metodologie proposte troviamo l'uso dell'elettromiografia di superficie *(Draicchio et al., 2011; Ranavolo et al., 2018a)*. Dall'elettromiografia di superficie (EMGs) si possono ottenere diversi parametri utili a interpretare il comportamento dei muscoli *(Ranavolo et al., 2018a)*, tra cui, a titolo esemplificativo, parametri di stima dell'ampiezza come il valore medio rettificato (ARV) ed il valore efficace (RMS) *(Hägg et al., 2000)*. Diversi studi hanno mostrato come i parametri ottenuti dal segnale EMGs (tra cui ad es.: ARV, MAX) aumentino in condizioni di sollevamento maggiormente gravose secondo la RNLE ed il LI *(Ranavolo et al., 2018b; Varrecchia et al., 2019)*.

Questa tecnologia porta però con sé un grado di complessità importante, sia dal punto di vista delle competenze richieste nel suo utilizzo, sia per quanto riguarda l'esportabilità al di fuori dell'uso laboratoriale.

Proprio per tale motivo, lo sviluppo di "elettrodi tessili" incorporati in indumenti (tute sensorizzate), che consentano un veloce set-up e non limitino i movimenti di colui che li indossa, potrebbe fornire una soluzione agli attuali limiti dell'elettromiografia di superficie "tradizionale" e permetterne l'utilizzo in ambienti ad oggi inaccessibili. Tuttavia, la loro capacità di misurare in modo preciso ed accurato il segnale EMGs rimane ancora poco esplorata (*Colyer et al., 2018).*

Alcuni studi hanno mostrato la validità nel misurare il valore medio rettificato (ARV) dell'elettromiografia di superficie basata su "elettrodi tessili" *(Finni et al., 2007; Colyer et al., 2018)* attraverso la comparazione con EMGs "tradizionale".

2. INTRODUZIONE

2.1. MALATTIE PROFESSIONALI

Le malattie professionali, o tecnopatie, sono definite come patologie la cui causa agisce lenta e progressiva sull'organismo (causa diluita e di conseguenza non violenta e concentrata nel tempo). La medesima causa dovrà risultare in diretta relazione con l'esercizio dell'attività lavorativa svolta.

Il sistema di tutela vigente in Italia pone infatti le sue basi sulla presunzione legale del nesso di causa tra la malattia, presente in apposite tabelle (una dedicata al comparto industria e una all'agricoltura), e le lavorazioni ad essa associate.

Le tecnopatie vengono così definite come "tabellate", qualora siano presenti all'interno del Testo unico delle disposizioni per l'assicurazione obbligatoria contro gli infortuni sul lavoro e le malattie professionali (DPR n.1124/1965 e s.m.i.), agli Allegati n. 4 e 5. Qualora il lavoratore sia in grado di dimostrare l'adibizione alla lavorazione tabellata e il possesso di diagnosi della malattia ad essa collegata, allo stesso non ricadrà alcun onere nel dimostrare l'origine occupazionale della tecnopatia. L'eventuale indennizzo, attraverso prestazioni di carattere economico, sanitario e riabilitativo, sarà a carico dell'INAIL, a meno di contro-prova svolta dal medesimo istituto.

	Estratto delle Tabelle delle malattie professionali. Patologie del rachide.	
MALATTIE	**LAVORAZIONI**	**Periodo massimo di indennizzabilità dalla cessazione della lavorazione**
TABELLA DELLE MALATTIE PROFESSIONALI NELL'INDUSTRIA		
ERNIA DISCALE LOMBARE (M51.2)		
	a) Lavorazioni svolte in modo non occasionale con macchine che espongono a vibrazioni trasmesse al corpo intero: macchine movimentazione materiali vari, trattori, gru portuali, carrelli sollevatori (muletti), imbarcazioni per pesca professionale costiera e d'altura. b) Lavorazioni di movimentazione manuale dei carichi svolte in modo non occasionale in assenza di ausili efficaci	1 anno
TABELLA DELLE MALATTIE PROFESSIONALI IN AGRICOLTURA		
ERNIA DISCALE LOMBARE (M51.2)		
	Lavorazioni, svolte in modo non occasionale, con macchine che espongono a vibrazioni trasmesse al corpo intero: trattori, mietitrebbia, vendemmiatrice semovente. Lavorazioni di movimentazione manuale dei carichi svolte in modo non occasionale in assenza di ausili efficaci.	1 anno

Tab. 2.1: *Esempio di malattia professionale "tabellata" estratta dalle tabelle delle malattie professionali nell'industria e in agricoltura. Fonte: INAIL, 2017a*

La tutela assicurativa del lavoratore è stata poi ulteriormente garantita attraverso la sentenza della Corte costituzionale n. 179 del 10 febbraio 1988, la quale ha sancito la nascita del cosiddetto "Sistema misto", introducendo il riconoscimento di malattie professionali anche "non tabellate". Per quest'ultime il lavoratore dovrà dimostrare l'origine occupazionale della patologia, fornendo prove dell'esistenza del nesso di causa rispetto all'attività svolta.

Inoltre, di grande rilevanza sono state le modifiche al Testo Unico apportate dal D.Lgs. 23 febbraio 2000 n.38. L'articolo 10 di tale decreto non solo prevede l'istituzione di una Commissione scientifica, al fine di revisionare periodicamente le malattie professionali tabellate per l'industria e l'agricoltura, ma ha ampliato anche l'elenco di malattie per le quali la denuncia da parte del medico diviene obbligatoria (Art. 139 del DPR 1124/1965). La modifica ha portato quindi all'inserimento di ulteriori patologie suddivise su tre differenti liste (ultimo aggiornamento con il DM 10 giugno 2014):

- Lista I: Malattie la cui origine lavorativa è di elevata probabilità
- Lista II: Malattie la cui origine lavorativa è di limitata probabilità
- Lista III: Malattie la cui origine lavorativa è possibile

In questo modo, l'obbligo di denuncia include anche patologie con probabile/possibile origine lavorativa, al fine di fornire elementi per la valutazione di ulteriori nessi di causa utili alla revisione delle tabelle di riconoscimento.

Nel 2022, le denunce di malattia professionale protocollate dall'INAIL sono state 60.774. Confrontando tale dato con quelli del triennio precedente, si è verificato un incremento percentuale, rispetto agli anni del biennio '20-'21 del 9,9% e del 35,0% (dati riconducibili alla Pandemia di SARS-Cov-2), ed un decremento dello 0,9% rispetto al 2019 *(Open Data INAIL, 2022).* In relazione al primo quadrimestre 2023, il numero di denunce protocollate si è attestato a 23.689, 4.582 in più rispetto al medesimo periodo del 2022 (+23,8%). L'aumento è invece del 28,1%, 61,6% e 12,5% sul primo quadrimestre degli anni 2021, 2020 e 2019 *(Open Data INAIL, 2023).*

Sia per il 2022 che per il primo quadrimestre dell'anno 2023, le prime tre patologie per numero di denunce sono state:

- le patologie del sistema osteo-articolare e del tessuto connettivo;
- le patologie del sistema nervoso;
- le patologie dell'orecchio.

2.2. DISTURBI MUSCOLO SCHELETRICI

Malattie e disturbi muscolo scheletrici (in sigla "DMS") sono generalmente definiti come condizioni caratterizzate da dolore lieve, cronico o acuto, le quali colpiscono l'apparato locomotore a livello di muscoli, tendini, scheletro, cartilagine, legamenti, nervi, articolazioni, dischi intervertebrali e sistema vascolare localizzato. Essi possono sfociare in limitazioni funzionali che vanno da disfunzioni di breve durata fino ad invalidità permanenti *(EU-OSHA, 2002)*.

I DMS rappresentano un problema di salute significativo a livello mondiale, affliggendo circa 1.71 miliardi di persone. Ciò si riflette anche in ambito occupazionale, dove i DMS sono una delle più importanti cause di invalidità cronica, assenteismo, riduzione della produttività e della qualità di vita *(EU-OSHA, 2022)*. La maggior parte dei luoghi di lavoro racchiudono, infatti, diversi fattori di rischio che possono portare all'insorgenza di tali patologie, tra cui: la movimentazione manuale di carichi pesanti, i movimenti ripetitivi (movimentazione di bassi carichi ad alta frequenza), il mantenimento prolungato di posture incongrue e lo stress lavoro correlato *(EU-OSHA,2002; Bao et al.,2020)*. La *Fig. 2.1* mostra i livelli di prevalenza, calcolati sulla base delle dichiarazioni dei lavoratori, ai seguenti fattori di rischio: vibrazioni mano-braccio e corpo-intero, basse temperature, trasporto e movimentazione di carichi pesanti, mantenimento di posture incongrue, lavoro a videoterminale e movimenti ripetuti degli arti superiori.

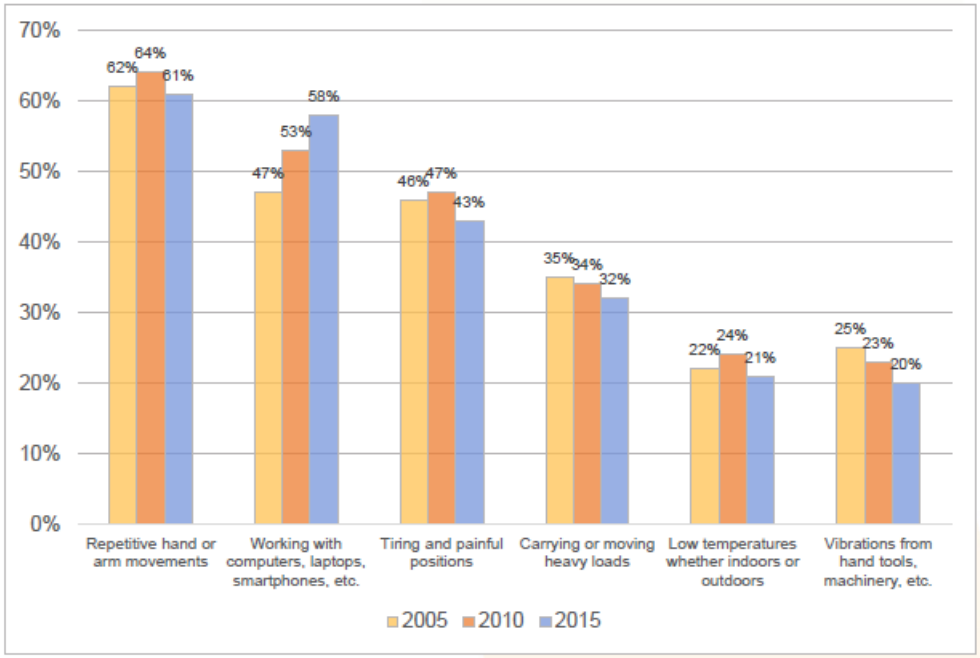


Fig. 2.1: *Percentuale di lavoratori che dichiarano di essere esposti a fattori fisici di rischio per almeno un quarto del tempo sul proprio posto di lavoro, UE-25 nel 2005, UE-28 nel 2010 e 2015.Fonte: EU-OSHA (2019) basato sui dati EWCS (2005, 2010, 2015). Estratto da EU-OSHA, 2022.*

In Europa, circa tre lavoratori su cinque dichiarano di avere disturbi muscolo scheletrici correlati alla propria attività lavorativa *(EU-OSHA, 2022)*. In particolare, i dati INAIL mostrano come i disturbi muscolo scheletrici siano tra le principali malattie professionali che affliggono la popolazione di lavoratori nel territorio italiano. Pertanto, le malattie professionali riconducibili ai DMS costituiscono un fenomeno in continuo aumento, anche in virtù delle modifiche introdotte dal DM 9 aprile 2008 che, includendole nelle malattie "tabellate", ne ha favorito il riconoscimento in funzione della "presunzione legale di origine" *(INAIL 2011, INAIL 2017b, INAIL 2022, EU-OSHA, 2022)*.

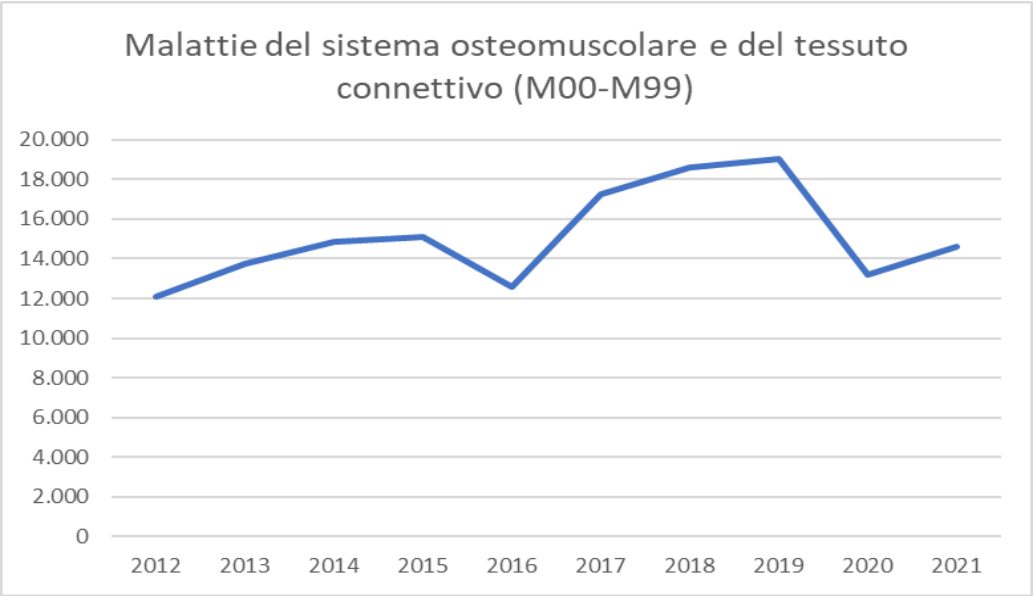


Fig. 2.2: *Malattie professionali per settore ICD-10* accertato e anno di protocollo (INAIL, 2017b; INAIL, 2022)*

Le malattie del sistema osteo-muscolare più comuni sono il cosiddetto mal di schiena (43%) ed i dolori muscolari localizzati nelle spalle, nel collo e a livello degli arti superiori (41%) *(EU-OSHA, 2022)*. I "Low back disorders" (disturbi che provocano dolore nella zona lombare della schiena) rientrano tra i DMS lavoro correlati dovuti alla movimentazione manuale di carichi pesanti *(NIOSH, 1981; Hartvigsen et al., 2001; Waters et al., 2011)*. Per quanto concerne la distribuzione di tali disturbi nella popolazione lavorativa, i dati mostrano come ad essere maggiormente a rischio siano i lavoratori maschi (75%) ed i settori dell'artigianato (28,5%), agricoltura (26,7%), industria (23,5%) e servizi (18,7%) *(INAIL, 2021; EU-OSHA, 2022)*.
Queste evidenze risultano suffragate anche dall'Indagine nazionale sulla salute e sicurezza nei luoghi di lavoro (INSULA, datata 2019), come riportato nella *Fig. 2.3*.

* ICD-10: La classificazione internazionale delle malattie, incidenti e cause di morte (ICD, International Statistical Classification of Diseases, Injuries and Causes of Death) è un metodo di classificazione standard delle malattie, stilata dall'Organizzazione mondiale della sanità (Oms).

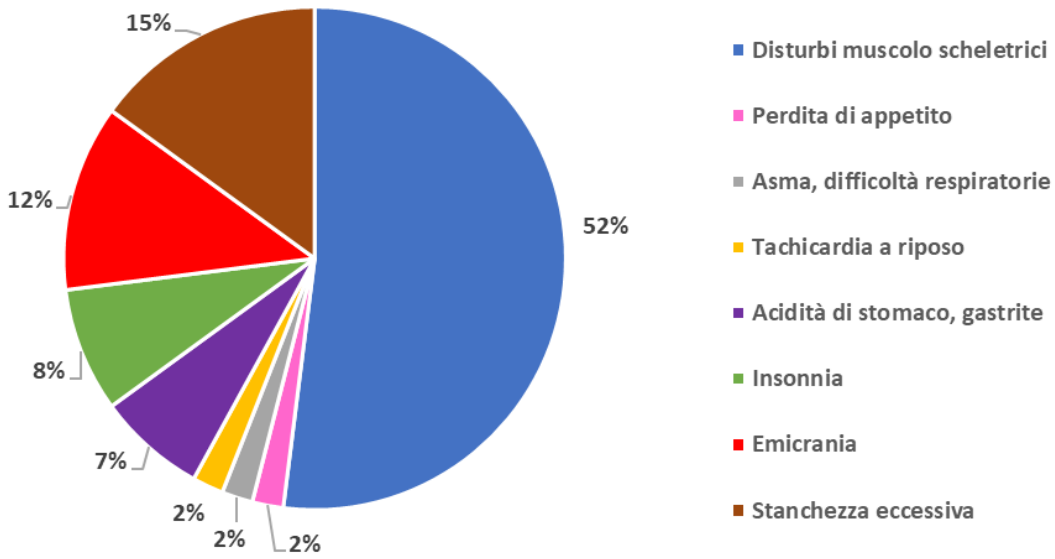


Fig. 2.3: *Problemi di salute dichiarati da lavoratori in Italia, negli ultimi 6 mesi, 2019 (%). Fonte: Insula 2019 dataset, elaborazione di EU-OSHA, 2022.*

2.3. QUADRO NORMATIVO

Le attività di movimentazione manuale dei carichi sono comuni in diversi luoghi di lavoro e portano con sé un importante coinvolgimento delle strutture osteo-muscolari della colonna vertebrale, favorendo così la possibile insorgenza di disturbi a livello di tale distretto anatomico. La valutazione del rischio di queste attività diventa quindi uno strumento chiave al fine di identificare le corrette misure di prevenzione e protezione da applicare per la salvaguardia della salute dell'operatore *(INAIL, 2019)*.

In Italia, uno dei primi provvedimenti chiave da parte del Legislatore risale al 1994, con l'emanazione del D.lgs. n. 626, il quale recepiva diverse direttive europee volte alla tutela della salute e della sicurezza dei lavoratori. Tale decreto dedicava al rischio da movimentazione manuale dei carichi (MMC) il Titolo V e l'allegato VI, contenenti, fra le altre, gli obblighi del datore di lavoro (DDL) e i fattori di rischio principali. Indirettamente, una guida importante per la valutazione del rischio da MMC fu, inoltre, il D.P.R. n.459 del 24 luglio 1996 (Direttiva Macchine) al cui interno venivano citate le Norme Armonizzate. Tra queste, la UNI EN 1005-2 propone tre metodi per la valutazione del rischio da movimentazione manuale dei carichi, i quali rappresentano rispettivamente tre diversi gradi di approfondimento dell'argomento (non verranno approfonditi in questa trattazione poiché non di interesse specifico).

Ad oggi, la normativa di riferimento è il D.lgs. n.81 del 9 aprile 2008, denominato Testo Unico sulla salute e sicurezza sul lavoro, testo coordinato con il D.lgs. n. 106 del 3 agosto 2009.

Ai sensi dell'Art.17, comma 1, lettera a, di tale decreto ("Obblighi del datore di lavoro non delegabili"), il datore di lavoro è tenuto a valutare tutti i rischi presenti in azienda, attraverso l'elaborazione del documento di valutazione dei rischi (DVR), di cui all'Art. 28. Tra tali rischi ricade anche la movimentazione manuale dei carichi, a cui il Decreto dedica il Titolo VI e l'Allegato XXXIII.

Andando quindi ad analizzare tale Titolo, al Comma 2 dell'Art. 167 ("Campo di applicazione") viene definita la movimentazione manuale dei carichi nel seguente modo: "le operazioni di trasporto o di sostegno di un carico ad opera di uno o più lavoratori, comprese le azioni del sollevare, deporre, spingere, tirare, portare o spostare un carico, che, per le loro caratteristiche o in conseguenza delle condizioni ergonomiche sfavorevoli, comportano rischi di patologie da sovraccarico biomeccanico, in particolare dorso-lombari".

Successivamente, il testo di legge specifica come il datore di lavoro debba adottare misure organizzative nonché mezzi appropriati, al fine di evitare la presenza di movimentazione manuale di carichi (Art. 168, "Obblighi del Datore di lavoro"). Qualora ciò non risulti possibile, così come indicato al comma 2 del medesimo articolo, il DDL dovrà ridurre al minimo il rischio attraverso idonee azioni, quali: l'organizzazione dei posti di lavoro, la valutazione anche in fase di progettazione delle condizioni di salute e sicurezza, l'adozione di misure adeguate e la sorveglianza sanitaria di cui all'Art. 41. Inoltre, dovrà essere erogata ai lavoratori appropriata informazione, formazione ed addestramento (Art. 169, "Informazione, formazione e addestramento"). Per gli interventi precedentemente elencati vengono dati come criteri di riferimento le norme tecniche, ove possibile, e le buone prassi e le linee guida negli altri casi.

Alcune delle linee guida *(INAIL, 2019)*, utilizzabili in caso di difficoltà di applicazione delle norme tecniche, vengono di seguito elencate:

- "Documento n. 14, Linee guida su Titolo V del Decreto Legislativo 626/94 – la movimentazione manuale di carichi", coordinamento tecnico per la prevenzione degli assessorati alla sanità delle regioni e province autonome di Trento e Bolzano, aggiornata al 15 aprile 1998;
- "Linee guida per l'individuazione ed il controllo delle patologie dei lavoratori esposti a rischio da movimenti ripetuti degli arti superiori e da movimentazione manuale dei carichi", Regione Marche/INAIL, aprile 2006;
- "Metodi per la valutazione del rischio da sovraccarico biomeccanico del rachide e sorveglianza sanitaria dei lavoratori esposti", Regione Veneto, Centro Regionale di riferimento per l'ergonomia occupazionale, aprile 2009.

Nell'Allegato XXXIII, richiamato più volte negli articoli 168 e 169 come strumento guida, e più precisamente nella sezione "Riferimenti a norme tecniche", troviamo citata la serie ISO 11228 "Ergonomia – Movimentazione manuale". In particolare, sono nominate le seguenti parti:

- UNI ISO 11228-1:2022, Parte 1: Sollevamento, abbassamento e trasporto
- UNI ISO 11228-2:2009, Parte 2: Spinta e traino
- UNI ISO 11228-3:2009, Parte 3: Movimentazione di bassi carichi ad alta frequenza

Infine, nell'Allegato sono riportati e descritti gli elementi di riferimento utili alla prevenzione del rischio di patologie da sovraccarico biomeccanico, quali: le caratteristiche del carico, lo sforzo fisico richiesto, le caratteristiche dell'ambiente di lavoro, le esigenze connesse all'attività ed i fattori individuali di rischio. Nel successivo paragrafo verrà approfondita la norma tecnica UNI ISO 11228-1:2022, poiché di maggiore interesse per questa trattazione.

2.3.1. La norma tecnica UNI ISO 11228-1:2022, Ergonomia – Movimentazione manuale Parte 1: Sollevamento, abbassamento e trasporto

La serie di norme tecniche ISO 11228 stabilisce diverse raccomandazioni di carattere ergonomico per quanto concerne la movimentazione manuale, al fine di fornire informazioni chiave a datori di lavoro, dipendenti e altri soggetti coinvolti nella progettazione del lavoro, del relativo ambiente nonché dei prodotti e dei compiti di movimentazione stessi.

La norma internazionale ISO 11228-1 (edizione ottobre 2021) è stata elaborata dal Comitato Tecnico ISO/TC 159, "Ergonomics", Sottocomitato SC 3, "Anthropometry and biomechanics". Successivamente, è stata ratificata dal Presidente dell'UNI, entrando a far parte del corpo normativo nazionale il 24 marzo 2022. La norma tecnica UNI ISO 11228-1:2022, in lingua italiana, assume quindi lo status di norma nazionale italiana, sostituendo la versione precedente, datata 2009. La norma contiene al suo interno un modello per la valutazione del rischio associato a compiti di sollevamento manuali di oggetti, il quale si basa principalmente sull'analisi delle condizioni sfavorevoli presenti durante la conduzione degli stessi e sul tempo di esecuzione. Tali condizioni, come ad esempio la massa dell'oggetto, la postura, la qualità della presa e la frequenza di sollevamento, da sole o in combinazione tra di loro, possono portare a una movimentazione pericolosa, aumentando il rischio di incorrere in disturbi muscolo scheletrici (DMS). Proprio per questo motivo, esse sono i principali determinanti dei limiti di sicurezza raccomandati della massa degli oggetti sollevabili.

La norma ha come fondamento l'integrazione di dati derivanti da quattro criteri di ricerca, ovvero quello epidemiologico, biomeccanico, fisiologico e psicofisico, seguendo un percorso molto simile a quello perpetuato durante la progettazione della RNLE *(Waters et al., 1994)*.

Definizioni e campo di applicazione

La UNI ISO 11228-1:2022 definisce la movimentazione manuale come un'attività richiedente l'utilizzo della forza umana per sollevare, abbassare, trasportare oppure muovere e mantenere in altro modo una qualsiasi tipologia di oggetto. Nel dettaglio però, il campo di applicazione è ristretto alla movimentazione manuale di oggetti con massa pari o superiore ai 3 kg e al trasporto con velocità moderata, da 0,5 m/s a 1,0 m/s, su superficie piana orizzontale. La valutazione è basata su un turno lavorativo tipico di 8 ore, ma è in grado di trattare anche periodi prolungati, fino alle 12 ore. I compiti analizzati possono essere formati anche da diverse fasi inerenti al sollevamento, all'abbassamento e al trasporto. A essere categoricamente escluse dalla norma tecnica, e quindi dalla valutazione del rischio con il metodo da essa presentato, sono invece le seguenti azioni:

- mantenimento di oggetti senza camminare;
- movimentazione di carichi da seduti;
- traino e spinta di oggetti (trattati dalla norma ISO 11228-2:2009);
- movimentazione di persone o animali;
- movimentazione di oggetti mediante l'uso di esoscheletri o altri dispositivi di assistenza;
- particolari esigenze legate a donne incinte o persone con disabilità.

La valutazione secondo il modello graduale

Qualora la movimentazione manuale dei carichi non possa essere evitata nel luogo di lavoro, diviene necessario portare a compimento una valutazione del rischio per determinare se, e in che misura, sia necessario agire con specifiche azioni di prevenzione. La norma tecnica prevede una valutazione del rischio basata sull'approccio graduale, di seguito illustrato nella *Fig. 2.4*. In ciascuna fase prevista dal modello, il valutatore dovrà analizzare diversi aspetti legati alle principali condizioni sfavorevoli del compito di movimentazione manuale in oggetto, fino alla verifica del rispetto del limite di massa raccomandato (RML). Quest'ultimo, infatti, rappresenta la massa di un carico accettabile per il rischio di sviluppo di dolori lombari, legati al sollevamento, per gran parte della popolazione occupazionale. Nel caso in cui tali limiti vengano superati, si renderà necessaria un'azione correttiva, al fine di sanare la situazione di rischio per la salute del lavoratore.

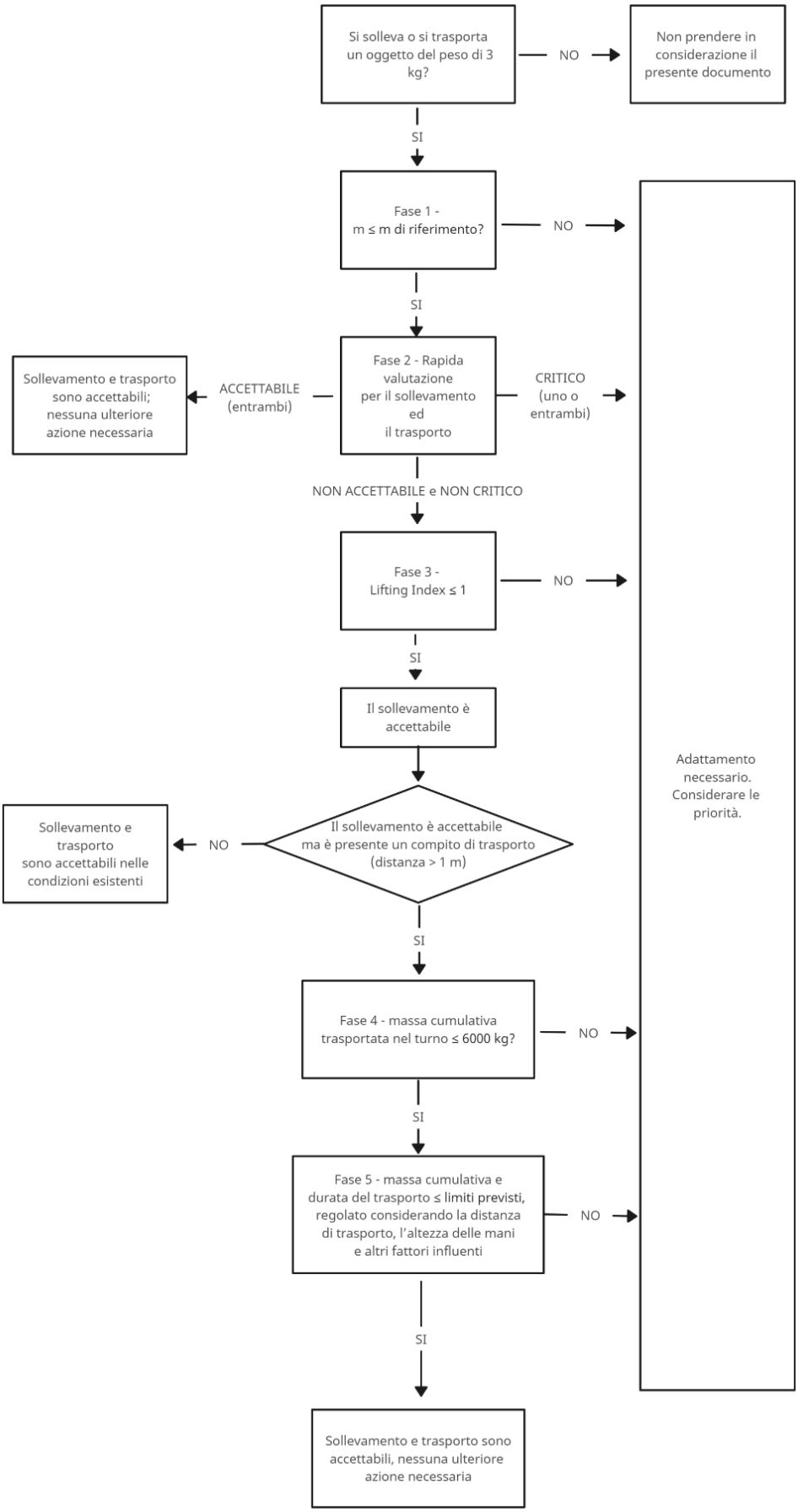


Fig. 2.4: *Modello graduale. Fonte: norma UNI ISO 11228-1:2022, Ergonomia – Movimentazione manuale parte 1: sollevamento, abbassamento e trasporto*

Avvio e Fase 1 – Controllo preliminare

La prima operazione consiste nel controllo della massa dell'oggetto coinvolto nel compito di sollevamento, il modello della norma è applicabile solo se il carico supera i 3 kg. Il passaggio successivo (Fase 1), prevede di verificare che il peso effettivo non sia superiore al limite di massa consigliato, denominato "massa di riferimento" e basato sulle caratteristiche della popolazione lavorativa (Appendice B della suddetta norma).

Popolazione attiva per genere ed età	Massa di riferimento
Femmine (da 20 a 45 anni)	20 kg
Femmine (di età < 20 o > 45 anni)	15 kg
Maschi (da 20 a 45 anni)	25 kg
Maschi (di età < 20 o > 45anni)	20 kg

Tab. 2.2: *Le masse di riferimento suggerite, considerando genere ed età, nella popolazione lavorativa sana generale. Fonte: norma UNI ISO 11228-1:2022, Ergonomia – Movimentazione manuale parte 1: sollevamento, abbassamento e trasporto, Appendice B, punto B.3, prospetto B.2.*

Fase 2 – Valutazione rapida del sollevamento e del trasporto

La fase di valutazione rapida si pone come obiettivo l'individuazione, senza alcun bisogno di calcoli, di due possibili accezioni riguardanti l'esposizione al rischio del lavoratore:

- presenza di sole condizioni accettabili, il rischio non è considerato inaccettabile;
- presenza di una o più condizioni critiche, il rischio è inaccettabile.

La valutazione della presenza/assenza di tali condizioni avviene mediante una serie di domande chiave, aventi come risposta SI/NO, incentrate sull'identificazione di fattori di rischio durante le operazioni di sollevamento, abbassamento e trasporto. Qualora una delle due condizioni precedentemente citate si verifichi, non è necessario eseguire una valutazione maggiormente dettagliata del livello di esposizione. Infatti, se le condizioni sono accettabili, anche il rischio sarà considerato tale e non occorrerà effettuare alcun intervento sul compito di movimentazione dei carichi. Contrariamente, al verificarsi di una o più condizioni critiche, le modifiche dovrebbero essere attuate immediatamente. Infine, quando nessuna delle condizioni estreme si prospetta, si dovrà condurre un'ulteriore valutazione del rischio, seguendo quanto proposto dalla Fase 3.

Fase 3 – Limiti raccomandati per massa, frequenza e posizione del carico

La prima fase della valutazione dettagliata è costituita dal calcolo del limite di massa raccomandato (RML). Come già precedentemente descritto, esso rappresenta quel carico che quasi la totalità della popolazione lavorativa è in grado di movimentare, per un sostanziale periodo di tempo, senza incorrere in un aumento del rischio di incidenza di "low back disorders". Il calcolo di questo limite è reso possibile tramite un'apposita formula. Quest'ultima è un prodotto di diversi moltiplicatori, assegnati sulla base delle condizioni di sollevamento e dei fattori di rischio presenti (esempio: la postura durante il task, la posizione dell'oggetto, la frequenza e la durata del compito). La norma tecnica UNI ISO 11228-1 ha quindi ripreso come modello di analisi del rischio, apportando delle opportune modifiche, il metodo Revised NIOSH Lifting Equation (RNLE), pubblicato dal NIOSH nel 1994 come revisione di una serie di studi perpetrati negli anni precedenti *(NIOSH, 1981)*. Come fondamenta per lo sviluppo della RNLE, il NIOSH ha identificato i valori limite di carico dei dischi intervertebrali del rachide lombare, sviluppatisi durante differenti task di sollevamento.

Ai fini dell'applicabilità di tale formula, sono diversi i presupposti che devono essere rispettati. I requisiti necessari previsti dal NIOSH, così come dalla norma tecnica, sono principalmente rappresentati da condizioni microclimatiche accettabili (19°C < T < 36 °C e 35% < UR < 50%), da una pavimentazione con coefficiente di attrito dinamico superiore a 0.4, da un sollevamento a due mani di tipo graduale (privo di movimenti bruschi) e da una larghezza dell'oggetto inferiore a 0,75 metri.

Qui di seguito, si riporta l'equazione per il calcolo del limite di massa raccomandato:

$$RML = m_{ref} * h_m * v_m * d_m * \alpha_m * f_m * c_m * (o_m * p_m \times e_m)$$

dove:

- m_{ref} è la massa di riferimento per la tipologia di popolazione identificata. Il NIOSH, basandosi su criteri psicofisici e biomeccanici, ha individuato nei 23 kg la massa di riferimento protettiva per il 90% della popolazione, senza alcuna distinzione di genere ed età, a LI pari a 1.0. Altre fonti, come per l'appunto la norma UNI ISO 11228:1, prevedono masse differenziate per classi di età e per sesso (vedi *Tab. 2.2*);
- h_m è il fattore orizzontale. Per stimare tale valore, è necessario conoscere la distanza orizzontale tra il carico ed il corpo. Quest'ultima è misurata ottenendo la distanza tra il punto centrale della linea immaginaria che congiunge i malleoli e la proiezione a terra del punto centrale dello spazio tra le due mani. Il valore di h_m va da 0 a 1, dove la condizione ottimale è pari a 1;

- v_m è il fattore di altezza del sollevamento. Esso è ottenuto mediante la distanza verticale tra il piano di calpestio e il punto di presa dell'oggetto da movimentare. Tale fattore viene valutato sia all'inizio che alla fine del sollevamento, in modo da identificare la situazione più gravosa. Il valore di v_m va da 0 a 1, dove la condizione ottimale è pari a 1;
- d_m è il fattore di dislocazione verticale. È funzione dello spostamento verticale dall'inizio alla fine del sollevamento. Il valore di d_m va da 0 a 1, dove la condizione ottimale è pari a 1;
- α_m è il fattore di asimmetria. Esso è stimato mediante l'individuazione dell'angolo di asimmetria presente durante il compito di movimentazione manuale. Il valore di α_m va da 0 a 1, dove la condizione ottimale è pari a 1;
- f_m è il fattore di frequenza. Quest'ultimo è dato dalla combinazione tra il numero di azioni di sollevamento al minuto e alla durata complessiva del compito (suddivisa in tre fasce: breve durata, media durata e lunga durata). Il valore di f_m va da 0 a 1, dove la condizione ottimale è pari a 1;
- c_m è il fattore di presa. Tale fattore esprime un giudizio sulla qualità della presa, la quale può essere buona, sufficiente o scarsa (c_m pari rispettivamente a 1.0, 0.95 e 0.90);
- o_m è il fattore di sollevamento a una mano. Se l'oggetto è sollevato con un solo arto assume un valore pari a 0.60, viceversa, se sollevato con due arti, assume un valore pari a 1.0;
- p_m è il fattore di sollevamento con due persone. Ha valore di 0.85 se la movimentazione dell'oggetto è svolta da due persone contemporaneamente;
- e_m è il fattore di tempo esteso. Qualora il turno di lavoro sia superiore alle 8 ore, viene applicato un demoltiplicatore con valore massimo pari a 0.85 (12 ore di lavoro).

A questo punto, il valore limite di massa raccomandato (RML), così calcolato, viene confrontato con il peso effettivamente sollevato. Se la massa realmente sollevata è superiore al limite, ci si trova in una condizione non raccomandata. Al fine di stimare il livello di esposizione al rischio e stabilire le priorità di intervento viene, quindi, elaborato un LI (Lifting Index, LI = massa sollevata realmente / RML). Nella *Tabella 2.3* viene riassunta l'interpretazione dei valori di LI e le azioni preventive raccomandate.

Valore LI	Livello di esposizione / implicazione del rischio	Azioni raccomandate
LI ≤ 1.0	Molto basso	Nessuna in generale per la popolazione lavorativa sana.
1.0 < LI ≤ 1.5	Basso	In particolare, prestare attenzione alle condizioni di bassa frequenza / alto carico e alle posture estreme o statiche. Includere tutti i fattori nella riprogettazione dei compiti o delle postazioni di lavoro e considerare ogni sforzo per abbasare i valori di LI < 1.0.
1.5 < LI ≤ 2.0	Moderato	Riprogettare i compiti e i posti di lavoro secondo le priorità per ridurre l'LI, successivamente analizzare i risultati per confermare l'efficacia.
2.0 < LI ≤ 3.0	Alto	I cambiamenti al compito per ridurre l'LI sono una priorità alta.
LI > 3.0	Molto alto	I cambiamenti al compito per ridurre l'LI sono necessari immediatamente.

Tab. 2.3: *Interpretazione dei valori LI. Fonte: norma UNI ISO 11228-1:2022, Ergonomia – Movimentazione manuale parte 1: sollevamento, abbassamento e trasporto, Appendice D, punto D.2, prospetto D.1*

Vari studi hanno mostrato come a un aumento del LI da 1.0 a 3.0 sia correlato un aumento significativo del rischio di incorrere a WLBDs (work-related low back disorders). Il Lifting Index (LI), ottenuto a partire dalla RNLE *(Waters et al., 1993; Waters et al., 1994),* può pertanto essere considerato un buon indicatore del rischio da "low back disorders" legati all'attività lavorativa *(Waters et al., 1999; Waters et al.,2011; Sesek et al., 2003; Garg et al., 2014).*

Fase 4 e Fase 5 – Limiti raccomandati per la massa di trasporto cumulativa

Per oggetti che vengono trasportati saltuariamente e per una distanza inferiore a un metro, la valutazione del rischio può terminare con le Fasi 1, 2 e 3. La norma tecnica, infatti, definisce l'azione di trasporto nel seguente modo: "spostamento manuale di un oggetto tenuto con una o due mani, o posizionando su una o due spalle o sul collo, camminando per un metro o più". Se tale definizione si configura nel task di lavoro, si rende invece necessario il rispetto di alcuni limiti per la massa cumulativa di trasporto, calcolata come il prodotto tra il peso del carico e la frequenza d'azione. Le condizioni di riferimento, indicate dalla norma UNI ISO 11228-1, sono delineate in un trasporto a due mani con le seguenti caratteristiche:

- distanza di percorrenza di 2 metri;
- altezza di presa e deposito dell'oggetto nell'intervallo 0,75 metri – 1,10 metri;
- ritorno al punto di partenza a mani vuote;
- ambiente con condizioni di comfort;

- pavimento piatto e antiscivolo;
- piena libertà di movimento per il lavoratore.

Se tutto ciò è rispettato, il limite raccomandato per la massa cumulativa di trasporto è pari a 6000 kg per un turno lavorativo di 8 ore.

Distanza di trasporto > 1 m e ≤ 2 m	kg per min	kg per 1 h	kg per 2 h	kg per 3 h	kg per 4	kg per 5 h	kg per un periodo da 6 h a 8 h
Limiti raccomandati per la massa cumulativa per il trasporto manuale	75	2500	3400	4200	5000	5600	6000

Tab. 2.4: *Limiti raccomandati nelle condizioni di riferimento di trasporto per la massa cumulativa relativa alla durata del trasporto durante il turno (per la popolazione lavorativa generale). Fonte: norma UNI ISO 11228-1:2022, Ergonomia – Movimentazione manuale parte 1: sollevamento, abbassamento e trasporto.*

Se le condizioni in cui il trasporto viene svolto sono differenti da quelle di riferimento, i limiti della *Tabella 2.4* dovranno essere aggiustati applicando dei demoltiplicatori. Essi vengono forniti nell'appendice H della norma tecnica, a seconda delle caratteristiche reali del trasporto.

2.4. ELEMENTI DI ANATOMIA E FISIOLOGIA DEL MUSCOLO

L'apparato locomotore, o apparato muscolo-scheletrico, è l'insieme delle strutture ossee, articolari e muscolari, le cui funzioni principali sono riassumibili nel sostegno, nella difesa dell'organismo e nella capacità di movimento. Tale apparato è, dunque, l'unione tra il sistema scheletrico ed il sistema muscolare. L'attività fondamentale del muscolo è la contrazione, la quale comporta il fenomeno dell'accorciamento, peculiarità che lo differenzia dagli altri tessuti presenti nel nostro organismo. Proprio grazie a ciò, i muscoli generano i vari movimenti e, senza dubbio, possono essere riconosciuti come le "macchine motrici" del corpo umano. In particolare, i muscoli scheletrici, caratterizzati dalla loro natura striata, sono i responsabili del movimento di tipo volontario. Essi, infatti, si collegano all'apparato scheletrico, attraverso tendini e legamenti, consentendo, dopo la contrazione, lo spostamento degli arti e della persona. Il tessuto muscolare scheletrico è formato da lunghe cellule, cilindriche e plurinucleate, denominate fibre muscolari. Ognuna di queste fibre è avvolta da uno strato di tessuto connettivo (endomisio). A loro volta, le singole fibre sono organizzate a gruppi, detti "fascicoli", anch'essi avvolti da tessuto connettivo (perimisio). Infine, i fascicoli sono tenuti assieme da un rivestimento connettivale (epimisio), formando in questo modo il singolo muscolo. Tale composizione dona a quest'ultimo una forte resistenza e lo rende in grado di potersi contrarre (accorciamento) e rilassare (allungamento) velocemente e senza danni.

All'interno delle fibre muscolari troviamo delle lunghe strutture nastriformi, le miofibrille, le quali occupano buona parte del citoplasma. Queste strutture sono a loro volta costituite da piccoli moduli contrattili, i sarcomeri, identificabili come unità funzionale elementare del muscolo stesso. Esaminando ancora più nel dettaglio, nei sarcomeri sono individuabili i miofilamenti, strutture formate da proteine filamentose (miofilamenti di actina e miofilamenti di miosina, i quali scorrono gli uni sugli altri durante la fase di contrazione). Alle cellule muscolari possono, quindi, essere associate alcune proprietà funzionali:

- eccitabilità – ricevere stimoli e rispondere agli stessi;
- contrattilità – accorciarsi successivamente ad uno stimolo;
- estensibilità – essere in grado di allungarsi;
- elasticità – poter tornare alla propria lunghezza originale.

Una volta analizzata la loro composizione e le loro caratteristiche primarie, possiamo poi differenziare le cellule del muscolo (fibre muscolari) a seconda della loro resistenza e velocità di contrazione. Le tipologie di fibrocellule sono due:

- le fibre a contrazione lenta, denominate anche "fibre di tipo I" o "slow twicth" (ST);
- le fibre a contrazione rapida, denominate anche "fibre di tipo II" o "fast twitch" (FT).

Le fibre di tipo I intervengono principalmente in azioni muscolari di bassa intensità ma lunga durata. Hanno un metabolismo aerobico e sono caratterizzate da un'elevata vascolarizzazione (da cui deriva la definizione in "fibre rosse"), la quale garantisce maggior resistenza all'affaticamento. Ad esempio, sono molto presenti nei muscoli deputati al mantenimento della postura eretta. Le fibre di tipo II, invece, interessano maggiormente gli sforzi veloci e intensi. Queste fibre rapide possono essere a loro volta classificate in fibre di tipo IIb (FTb) e IIa (FTa). Le prime, riconoscibili dalla colorazione biancastra dovuta alla scarsa capillarizzazione, sono in grado di sviluppare altissime tensioni per brevi lassi di tempo, essendo facilmente affaticabili; il loro metabolismo è di tipo anaerobico. Relativamente alle fibre di tipo IIa, le stesse presentano caratteristiche intermedie, rendendole capaci di generare contrazioni rapide (ma a livelli inferiori rispetto alle precedenti) andando incontro più lentamente a fenomeni di affaticamento. Il metabolismo è misto, aerobico-anaerobico. La diversa distribuzione nella tipologia di fibre in un muscolo ne determina, quindi, la velocità e la resistenza (un muscolo con un'alta percentuale di fibre lente è più resistente rispetto ad un muscolo definito da una percentuale minore dello stesso tipo di cellule).

Ad ogni modo, per fare in modo che le fibre muscolari si contraggano, è necessario uno stimolo da parte di un impulso nervoso. Un motoneurone può stimolare un numero di fibre muscolare variabile, da poche unità sino a centinaia, a seconda del muscolo in essere e della tipologia di

richiesta. L'accoppiamento di un motoneurone e della totalità delle fibre stimolate dallo stesso, è definito unità motoria.

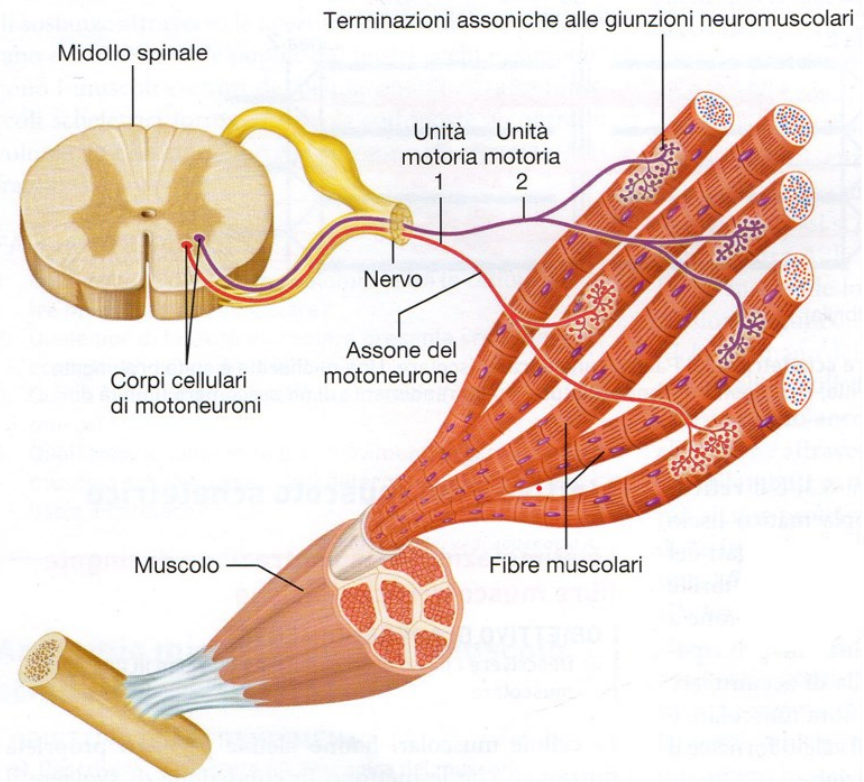


Fig. 2.5: *L'unità motoria. Fonte: Marieb EN, Keller SM (2019), Elementi di anatomia e fisiologia dell'uomo, terza edizione italiana, Anatomia Zanichelli.*

Lo stimolo è di tipo chimico e avviene attraverso il neurotrasmettitore acetilcolina. Questa sostanza genera una serie di eventi a cascata e il "movimento" di ioni che ne consegue porta alla formazione di una corrente elettrica, detta potenziale d'azione. Il potenziale d'azione è inarrestabile e conduce l'impulso elettrico da un'estremità all'altra della fibra, provocando il rilascio di ioni Ca^{2+} nel citoplasma. A questo punto, gli ioni calcio fanno iniziare lo scorrimento dei miofilamenti di actina e miosina, portando, infine, alla contrazione della fibra muscolare. Dato che l'acetilcolina viene degradata durante il processo, la fibra muscolare si rilasserà, fino a quando non verrà rilasciata nuovamente la sostanza. A differenza della fibrocellula, la quale si contrae sempre al massimo grado, l'intero muscolo può rispondere alle stimolazioni in modo scalare (diversi gradi di accorciamento). La graduazione della contrazione può essere ottenuta mediante due differenti meccanismi: il reclutamento spaziale, ossia modificando il numero di unità motorie attivate, ed il reclutamento temporale, attraverso la variazione della frequenza di stimolazione. Il reclutamento temporale può essere spiegato osservando la *Fig. 2.6*, qui di seguito.

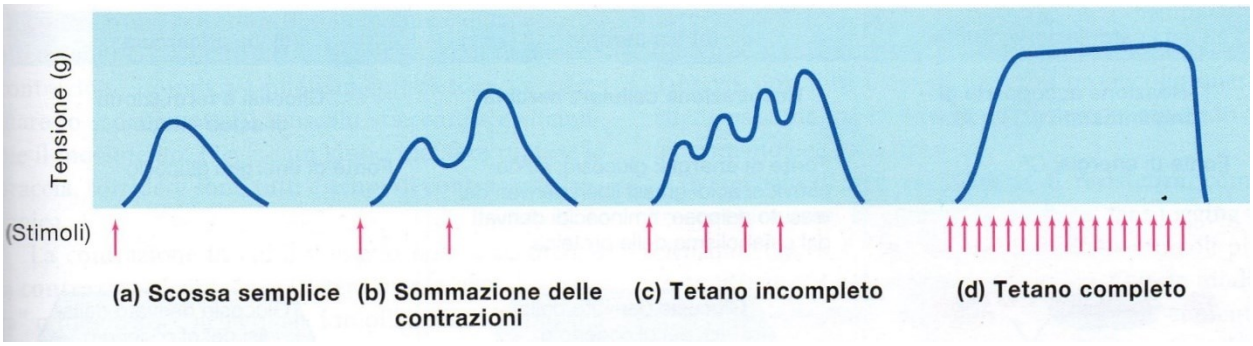


Fig. 2.6: *Risposta dell'intero muscolo a ritmi differenti di stimolazione. Fonte: Marieb EN, Keller SM (2019), Elementi di anatomia e fisiologia dell'uomo, terza edizione italiana, Anatomia Zanichelli.*

Se un solo stimolo è inviato al muscolo (la scossa semplice è spesso sintomo di problematiche al sistema nervoso), quest'ultimo si contrae e si rilassa *(a)*. In *(b)* la frequenza degli stimoli aumenta e di conseguenza il muscolo non ha il tempo di rilassarsi totalmente; gli effetti delle contrazioni consecutive si sommano ed aumenta la forza di contrazione. Man mano che la frequenza di stimolo aumenta, si arriverà ad ottenere una fusione delle scosse. Quando le stesse risultano ancora distinguibili, ci troviamo in una condizione denominata "tetano incompleto" *(c)*. A ritmi di stimolazione molto alti, si raggiunge il "tetano completo" *(d)*, dove si verifica una contrazione continua senza fasi di rilassamento. Il reclutamento temporale è, quindi, in grado di aumentare la forza di contrazione, ma il suo scopo principale consiste nel generare contrazioni stabili e prolungate nel tempo. Infatti, il meccanismo maggiormente utilizzato per intervenire sulla forza muscolare da esercitare è rappresentato dal reclutamento spaziale. Semplificando, quando il sistema nervoso aumenta il numero di unità motorie reclutate, anche l'intensità della forza di contrazione incrementerà. Ciò detto, l'elemento comune ad ogni contrazione è lo sviluppo di tensione all'interno del muscolo, il quale è provocato dall'interazione tra i miofilamenti di actina e miosina, che tentano di scorrere tra loro. Sono però due le tipologie di contrazioni possibili:

- la contrazione isotonica, dove, effettivamente, i miofilamenti scorrono gli uni sugli altri, generando l'accorciamento del muscolo e, di conseguenza, il movimento. Ad esempio, il sollevamento di un carico coinvolge questo tipo di contrazione;
- la contrazione isometrica, dove i filamenti tentano di scorrere tra loro, ma ne sono impossibilitati a causa della presenza di una resistenza. In questo caso, se la massa da alzare fosse elevatissima, durante il nostro tentativo di sollevamento, assisteremmo a contrazioni di tipo isometrico.

2.5. ELETTROMIOGRAFIA DI SUPERFICIE

L'elettromiografia di superficie (EMGs) è una tecnica non invasiva che, attraverso il rilevamento del segnale elettrico generato dai muscoli, permette la stima del comportamento degli stessi durante il movimento. Pertanto, il segnale elettromiografico, prelevato mediante l'utilizzo di elettrodi posizionati sulla cute, è dato dall'attività elettrica delle unità motorie vicine alla superficie di rilevamento. Il posizionamento degli elettrodi nonché la loro tipologia assume un ruolo chiave nelle modalità di utilizzo e nell'interpretazione dei dati ottenuti da tale metodica. Infatti, l'elettromiografia di superficie "tradizionale" misura l'attivazione muscolare di un singolo muscolo attraverso il posizionamento standardizzato dei sensori, secondo le indicazioni contenute nelle "Raccomandazioni Europee per l'Elettromiografia di Superficie" *(SENIAM, 2000)*. Dall'altro lato, l'introduzione nel campo dell'EMGs di "elettrodi tessili" incorporati in capi indossabili, ha portato alla nascita di metodologie di analisi basate sul segnale acquisito da interi gruppi funzionali muscolari. In ogni caso, la non invasività del metodo ne permette un amplio utilizzo poiché garantisce lo studio di un movimento che non è condizionato dalla presenza ingombrante dello strumento stesso (il soggetto non modifica la sua naturale strategia motoria).

Pertanto, l'elettromiografia trova diversi campi di applicazione, tra cui:

- medicina (valutazione di trattamenti riabilitativi, chirurgici, farmacologici, ecc.);
- sport (analisi del movimento, performance muscolare, riabilitazione sportiva);
- ergonomia occupazionale (costituzione di piani di lavoro per il reinserimento di lavoratori post-infortunio o affetti da malattia professionale, design ergonomico delle postazioni di lavoro, valutazione del rischio biomeccanico legato a MMC).

2.5.1. Normalizzazione del segnale elettromiografico

L'elaborazione del segnale EMGs ha l'obiettivo di rendere un dato complesso facilmente interpretabile. Le fasi di trattamento del segnale elettromiografico grezzo (μV) consistono, in sintesi, in una rettificazione, un filtraggio e in una normalizzazione in ampiezza. La normalizzazione del segnale rispetto a un valore di riferimento diviene un passaggio fondamentale qualora vi sia la necessità di confrontarlo con ulteriori segnali provenienti dal medesimo muscolo ma di soggetti diversi, da muscoli differenti o da prove che hanno previsto un riposizionamento degli elettrodi o che semplicemente sono state eseguite più volte nel tempo. Questa procedura, che andrà svolta per ogni singolo muscolo, è effettuata rapportando il segnale ottenuto durante il task da analizzare con il segnale registrato durante una prova standardizzata e riproducibile (contrazione di riferimento). Pertanto, il valore in uscita sarà pari ad una

percentuale del valore di riferimento. Molto spesso, il test standardizzato è costituito da una massima contrazione volontaria (MCV); in questo caso, saremo in grado di valutare la percentuale di attivazione del muscolo rispetto alla sua capacità massima. Ad oggi, la letteratura scientifica non ha però ancora determinato quale sia la metodica migliore nell'identificazione del valore di riferimento/normalizzazione. Sebbene le metodiche siano molteplici, qui di seguito si riportano tre metodi di normalizzazione particolarmente diffusi:

- "dynamic actions, mean and peak dynamic method": in questo caso il valore di riferimento è dato dalla media/picco registrato durante la prova motoria in analisi (il fattore di normalizzazione finale sarà dato dalla media di più task). Tale metodo è spesso utilizzato in presenza di soggetti anziani o malati, con i quali risulterebbe dannoso svolgere una massima contrazione volontaria (MCV);
- "isometric actions, submaximal voluntary contraction method": il valore di riferimento è ottenuto attraverso il picco registrato durante una contrazione volontaria isometrica di tipo submassimale (media dei picchi misurati durante tre ripetizioni di tale contrazione).
- "isometric actions, maximal voluntary contraction method": il valore di riferimento è ottenuto attraverso il picco registrato durante una massima contrazione volontaria isometrica (media dei picchi misurati durante tre ripetizioni di tale contrazione).

In caso di azioni isometriche, la contrazione è ottenuta posizionando l'articolazione ad un valore del range articolare neutrale o uguale a quello presente nel task motorio da analizzare.

Il metodo di normalizzazione basato sulla MCV ottenuta posizionando l'articolazione ad un valore intermedio del range articolare, oltre che suggerito dalle "Raccomandazioni Europee per l'Elettromiografia di Superficie" *(SENIAM, 2000)*, è ampliamente utilizzato in letteratura all'interno di studi che coinvolgono soggetti sani. I test clinici per la MCV sono inoltre ideati con il fine di minimizzare il segnale proveniente da altri muscoli. Tuttavia, è opportuno riportare alcune osservazioni in merito a questa metodologia:

- una criticità segnalata in questa modalità di normalizzazione è rappresentata dal movimento del muscolo sottopelle durante il task dinamico. Questo fenomeno porta alla modificazione dell'area di muscolo analizzata dall'elettrodo, fatto che, invece, non avviene durante la prova isometrica *(Mirka, 1991)*;
- secondo studi di Bosco, il segnale elettromiografico prodotto durante lo svolgimento di attività rapide/balistiche (ad esempio un test di "squat jump") è superiore rispetto a quello prodotto con esercizi di tipo isometrico.

In merito a quest'ultimo punto, tale affermazione è riconducibile al fatto che la frequenza di stimolo massima raggiungibile è superiore nelle fibre a contrazione rapida (FTa – FTb), rispetto a quelle a contrazione lenta (ST).

Caratteristiche delle fibre	*ST*	*FTa*	*FTb*
Velocità di conduzione nervosa (m x s^{-1})	60-80	80-100	80-130
Frequenza di stimolo nervoso (Hz)	5-30	60-70	60-80
Lunghezza delle fibre	+	++	+++
Lunghezza dei sarcomeri	+	+++	+++
Numero delle miofibrille per fibra	+	++	+++
Numero di fibre che costituiscono l'unità motoria	+++	++	+
Tempo di contrazione della fibra (ms)	100-150	50-90	40-80

Tab. 2.5: *Caratteristiche delle fibre del muscolo scheletrico umano. Fonte: Bosco C (1997), La forza muscolare. Aspetti fisiologici ed applicazioni pratiche, Società Stampa Sportiva.*

Ad esempio, come peraltro visibile in *Fig 2.6*, si può notare come il muscolo soleo, caratterizzato da una presenza prevalente di fibre lente, raggiunga il tetano muscolare ad una frequenza di 60 Hz. Viceversa, l'estensore lungo delle dita, il quale è composto in maggioranza da fibre rapide, ottiene la medesima condizione solamente con una frequenza di stimolo di 100 Hz.

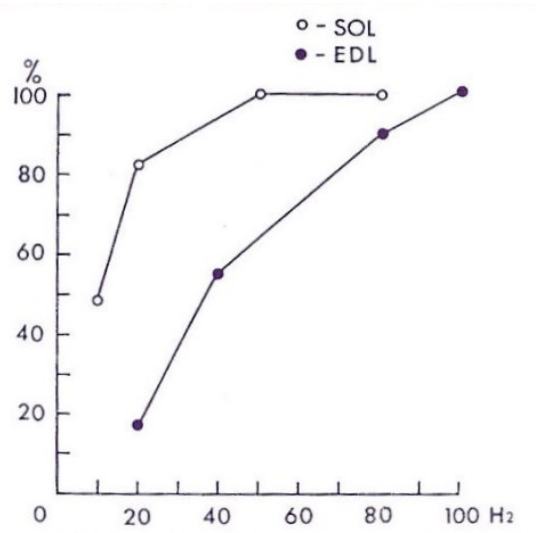


Fig. 2.6: *La percentuale della tensione tetanica massima è presentata in funzione della frequenza di stimolo per il muscolo soleo (SOL) e l'estensore lungo delle dita (EDL) del coniglio. Fonte: Vrbova et al., 1979.*

Normalmente, il reclutamento delle fibre muscolari è spiegato attraverso la legge di Henneman. Quest'ultima mostra come le fibre rapide siano reclutate successivamente alle fibre lente. Nella *Fig. 2.7*, si mette in evidenza che per i carichi ridotti sono reclutate le fibre lente, per i carichi medi sono reclutate fibre rapide di tipo IIa e che solo per carichi massimali si attivano fibre rapide di tipo IIb.

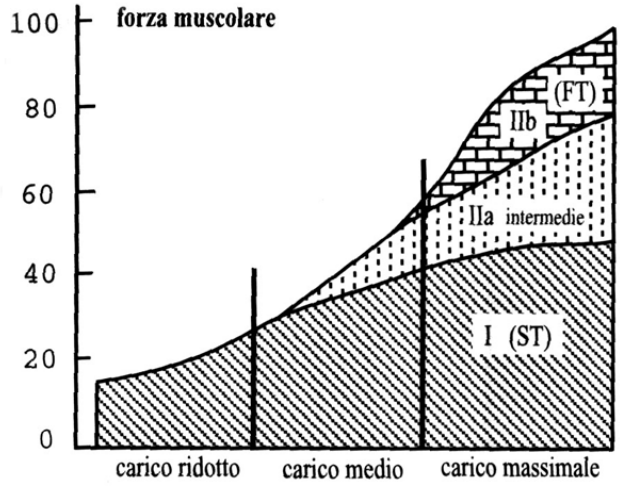


Fig. 2.7: *Il reclutamento delle fibre rispetto all'intensità del carico. Fonte: Costill, 1980, estratto da Silvaggi N, La forza muscolare, Coni Marche.*

Tale modello, però, è considerato valido unicamente se i carichi leggeri sono movimentati con una velocità bassa. In movimenti rapidi/balistici, infatti, a essere reclutate sono le fibre rapide, senza alcun sollecitamento delle fibre lente (vedi *Fig 2.8*).

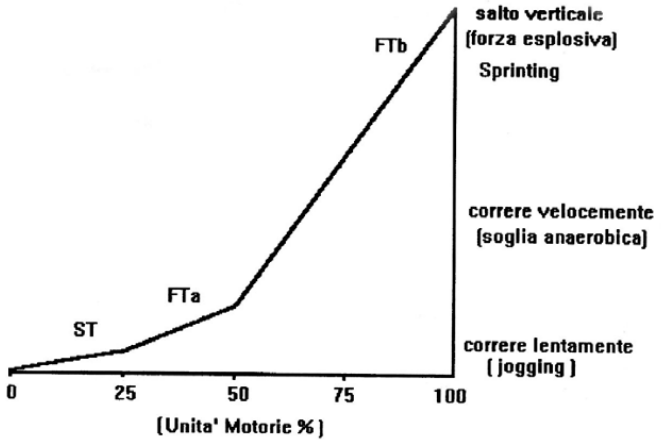


Fig. 2.8: *Modello ipotetico di reclutamento delle varie unità motorie lente (ST), intermedie (FTa) e veloci (FTb). Fonte:Stuart ed Enoka, 1993, estratto da Silvaggi N, La forza muscolare, Coni Marche.*

Quanto sopra riportato deve essere considerato perlopiù nello svolgimento di attività dinamiche che coinvolgano muscoli che, per composizione, presentano una prevalenza di fibre veloci.

Ai fini del presente studio, che considera esclusivamente i muscoli della schiena (erector spinae e multifidus), i quali hanno funzione prevalentemente posturale, si è ritenuto di utilizzare come contrazione di riferimento una prova isometrica di MCV, con articolazione a valore neutro del range articolare. In particolare, è stato selezionato un esercizio isometrico di MCV indicato di riferimento per l'erector spinae a livello lombare (L5) *(Vera – Garcia et al., 2010)*.

2.5.2. Risultati dell'analisi del segnale elettromiografico

L'evoluzione della tecnica elettromiografica ha permesso di acquisire delle misure di tipo quantitativo. I parametri ottenibili dall'elaborazione del segnale EMGs sono molteplici e, come tali, permettono di ottenere informazioni su diversi elementi del comportamento muscolare. Tra i parametri che possiamo investigare troviamo l'ampiezza del segnale, stimata mediante il "root mean square" (RMS) e il valore rettificato medio (ARV), la quale ci indica "quanto" il muscolo si attiva *(Hägg et al., 2000)*. In tal senso, un altro descrittore utile è dato dal valore di picco (MAX). Elementi che possono essere poi valutati sono:

- timing di attivazione muscolare: stima degli istanti in cui un determinato muscolo si attiva e si disattiva. È utile a identificare quando il muscolo viene reclutato durante uno specifico movimento nonché a valutare la relazione temporale esistente fra l'attivazione di diversi muscoli (molto utilizzato nell'analisi del cammino);
- co-attivazioni muscolari: indici che forniscono informazioni sul comportamento simultaneo di muscoli di coppia o di gruppi muscolari. Consentono di avere una visione più ampia sulle relazioni tra muscoli;
- manifestazione mioelettrica della fatica muscolare: l'affaticamento muscolare è una condizione che si realizza quando un muscolo diminuisce progressivamente la sua capacità contrattile e, di conseguenza, la capacità di generare forza. Dal punto di vista biochimico, è caratterizzato da una forte riduzione di sostanze nutritive e dall'accumulo di acido lattico che esprime il debito di ossigeno presente. I meccanismi che ne conseguono portano ad una riduzione della velocità di passaggio del potenziale d'azione lungo la fibra muscolare. Attraverso l'analisi di parametri di ampiezza e di parametri di frequenza è possibili stimare tale processo.

Per quanto concerne la valutazione dell'output di forza di un muscolo sono presenti ancora varie problematiche interpretative. In maniera molto approssimativa, si potrebbe affermare che ad un maggior livello del segnale EMGs corrisponda una maggiore forza muscolare, ma le variabili in gioco sono complesse. In primis, l'elettromiografia di superficie è una metodica non invasiva che, quindi, non permette di misurare la forza direttamente all'interno del muscolo stesso. Tale forza non sarebbe comunque eguale all'output di forza "esterno" del muscolo, il quale è legato anche alle forze generate da muscoli operanti nello stesso distretto. Inoltre, il rapporto EMGs/forza dipende da ulteriori fattori, come la fatica muscolare e il tipo di contrazione.

Attualmente, alcune modalità rendono più facile tale predizione (condizioni isometriche), ma attraverso metodiche di analisi più moderne, il segnale elettromiografico potrà divenire un buon predittore di forza *(Draicchio et al.,2011*).

2.5.3. L'elettromiografia di superficie in ambito occupazionale

Come già trattato in precedenza, gli standard internazionali hanno individuato come metodo per la valutazione del rischio da movimentazione manuale dei carichi la norma tecnica UNI ISO 11228-1:2022, che, con le opportune modifiche, pone le sue basi sulla RNLE ideata da NIOSH *(Waters et al., 1993; Waters et al., 1994)*. Tale metodo porta con sé notevoli punti di forza come, ad esempio, la non invasività, la semplicità d'esecuzione ed il basso costo. Inoltre, è stato dimostrato come a un aumento del LI da 1.0 a 3.0 sia correlato un aumento significativo del rischio di incorrere a WLBDs *(Waters et al., 2011)*. D'altro canto, i lati negativi dell'utilizzo della RNLE sono molteplici e mettono a rischio la riuscita di una valida valutazione del rischio dovuto a MMC. Di seguito, vengono riportate alcune delle debolezze associate all'utilizzo del metodo:

- la natura osservativa porta a risultati che includono una certa soggettività e una minor accuratezza, precisione e ripetibilità (caratteristiche necessarie a dare forza a un metodo);
- il campo di applicazione è fortemente limitato dalle restrizioni previste dall'equazione. A riprova di ciò, in uno studio valutante l'usabilità* della RNLE, si stima che circa il 35% dei task di sollevamento e il 63% dei lavoratori non possano essere valutati con questa tecnica *(Dempsey, 2002)*.

Infine, la ISO non riporta le motivazioni riguardanti la scelta di questa metodica rispetto ad altre tipologie di valutazione del rischio *(Ranavolo et al., 2020a)*. Anche per questo motivo, la letteratura scientifica propone il passaggio a metodiche di tipo quantitativo per la valutazione del rischio da sovraccarico biomeccanico. L'elettromiografia di superficie rientra tra quest'ultime e sta trovando diverse applicazioni nell'ambito dell'ergonomia occupazionale. Ad esempio, diversi studi hanno monitorato l'esecuzione di differenti task di sollevamento con un LI crescente, al fine di porre le basi alla creazione di un tool per la classificazione del rischio applicabile in ogni condizione di sollevamento. I risultati appaiono promettenti, con alcuni degli indici ottenuti dalle misure EMGs che si sono dimostrati correlabili a variabili di danno legati alla MMC e validi nel discriminare i livelli di rischio investigati *(Ranavolo et al.,2018b; Varrecchia et al., 2019)*. Questa tecnologia ha visto anche applicazione in valutazioni del rischio biomeccanico sul campo. Alcune delle attività lavorative analizzate sono state, tra le tante: la movimentazione di pazienti non collaboranti con sollevatore carrellato e a soffitto *(Draicchio et al., 2020)*, le operazioni di carico negli scaffali di un fruttivendolo *(Silvetti et al., 2015)*, l'attività di cassiera in un supermercato prima e dopo il "redesign" della cassa *(Draicchio et al., 2012)*.

* La norma ISO definisce tale termine come: "grado in cui un prodotto può essere usato da particolari utenti per raggiungere certi obiettivi con efficacia, efficienza e soddisfazione in uno specifico contesto d'uso" (Enciclopedia Treccani).

L'elettromiografia di superficie è, inoltre, utilizzata nella valutazione del rischio da movimenti ripetuti degli arti superiori, in particolar modo attraverso lo studio della manifestazione mioelettrica della fatica muscolare (*Ranavolo et al., 2017; Sundelin et al., 1992; Lin et al., 2004; Pigini et al., 2010).*

Infine, la tecnica EMGs potrà assumere un ruolo importante anche nelle fasi di inserimento o reinserimento di lavoratori con disabilità pregressa o legata a infortuni/malattie professionali *(Ranavolo et al., 2020b),* attraverso il supporto alla creazione di specifici piani di lavoro o al design ergonomico delle postazioni occupate.

2.5.4. L'uso di elettrodi tessili incorporati in indumenti

L'elettromiografia di superficie è una metodica piuttosto complessa, sia dal punto di vista delle competenze richieste nel suo utilizzo, sia per quanto riguarda l'esportabilità al di fuori dell'uso laboratoriale. Proprio per tale motivo, lo sviluppo di "elettrodi tessili" incorporati in indumenti (elettrodi costituiti da fili di argento e fili sintetici non conduttivi intrecciati tra loro, con geometria e forma tale da registrare il segnale elettromiografico di un intero gruppo muscolare funzionale) potrebbe fornire una soluzione agli attuali limiti dell'elettromiografia superficiale "tradizionale" e permetterne l'utilizzo in ambienti ad oggi inaccessibili. Tuttavia, la loro capacità di misurare in modo preciso ed accurato il segnale EMGs rimane ancora poco esplorata (*Colyer et al.,2018).* A differenza dei normali elettrodi per EMGs, il cui posizionamento secondo le raccomandazioni del SENIAM *(SENIAM, 2000)* minimizza il rischio di collocare gli stessi a cavallo del punto di innervazione del motoneurone del muscolo indagato, gli "elettrodi tessili" presentano un posizionamento standardizzato dall'azienda di produzione del capo in cui sono integrati. Un errato posizionamento potrebbe, quindi, generare una distorsione del segnale rilevato che, di fatto, misura una differenza di potenziale tra due punti lungo la linea di trasmissione del potenziale d'azione nella fibra muscolare. Esistono, però, alcuni studi che hanno mostrato la validità nel misurare il valore medio rettificato (ARV) dell'elettromiografia superficiale basata su "elettrodi tessili" *(Finni et al.,2007; Colyer et al.,2018)* attraverso la comparazione con EMGs "tradizionale". Inoltre, gli "elettrodi tessili" non presentano una diminuzione delle prestazioni dopo ripetuti lavaggi *(Scilingo et al 2005)*.

Un punto di forza nell'applicazione di tale tecnologia al settore occupazionale, oltre all'elevata praticità di utilizzo che potrà sempre più migliorare nelle sue future evoluzioni, è costituito dalla misurazione di un segnale derivante da gruppi muscolari funzionali anziché del singolo muscolo. Nella valutazione del rischio da MMC, l'obiettivo primario è, infatti, l'analisi di task dinamici, dove i muscoli non vengono reclutati singolarmente bensì in coppia o a gruppi. Le misurazioni

nel campo della sicurezza sul lavoro non sono indirizzate alla verifica della funzionalità del sistema neuro – muscolare (capacità di reclutamento delle fibre a seguito di uno stimolo volontario) quanto, piuttosto, all'identificazione di possibili condizioni di rischio durante i compiti lavorativi o alla valutazione dell'efficacia di specifiche misure (ad esempio, riduzione dell'attivazione muscolare). Per tali motivi, si è deciso di iniziare la sperimentazione nel campo degli "elettrodi tessili".

3. PARTE SPERIMENTALE

3.1. OBIETTIVI

Come precedentemente esposto, il metodo di riferimento per la valutazione del rischio da movimentazione manuale dei carichi è riportato nella norma tecnica UNI ISO 11228-1:2022, la quale riprende la RNLE ideata da NIOSH *(Waters et al., 1993; Waters et al., 1994)*, apportandole opportune modifiche. Tale metodo, però, presenta diverse debolezze e, dati i parametri di rispetto particolarmente stringenti, non consente di valutare tutti i differenti contesti lavorativi in cui la movimentazione manuale dei carichi è coinvolta *(Dempsey., 2002)*. Anche per questo motivo, la letteratura scientifica propone il passaggio a tecniche di valutazione del rischio di tipo quantitativo, di cui ad oggi non esiste una versione validata. L'elettromiografia di superficie potrebbe, quindi, divenire un utile strumento per la quantificazione del rischio di WLBDs durante l'esecuzione di compiti di sollevamento, in abbinamento agli altri approcci applicabili (ad esempio, l'analisi biomeccanica). Sulla base di ciò e di quanto emerso nei precedenti capitoli, il presente lavoro di tesi si pone i seguenti obiettivi:

- stimare i parametri di ampiezza (ARV e RMS) e il valore di picco (MAX), calcolati dai dati acquisiti da una cintura lombare con "elettrodi tessili" incorporati, per task di sollevamento basati su tre diversi Lifting Index (1.0, 2.0 e 3.0);
- analizzare come tali parametri varino al variare dei livelli di rischio (capacità di discriminare i differenti LI).

Il traguardo finale sarà caratterizzare molteplici condizioni di sollevamento, al fine di definire un futuro strumento di valutazione del rischio, basato su tute con sensori EMGs, avente le seguenti caratteristiche: praticità, oggettività, riproducibilità e applicabilità in ogni tipologia di MMC.

Questa trattazione ripercorre quanto già fatto da alcuni studi in letteratura *(Ranavolo et al.,2018b; Varrecchia et al.,2019)*, i quali, però, non impiegavano elettrodi di tipo "tessile". È quindi da considerarsi come uno studio esplorativo.

3.2. MATERIALI E METODI

3.2.1. Soggetti

Sono stati sottoposti a questo studio 26 (ventisei) soggetti di sesso maschile. Trattandosi di uno studio esplorativo nel campo dell'utilizzo dell'elettromiografia di superficie basata su "elettrodi tessili", non è stato possibile valutare a priori la numerosità campionaria adeguata, non avendo a disposizione i dati necessari in letteratura.

Ad ogni partecipante è stato somministrato un sondaggio nel quale venivano richieste informazioni riguardanti l'età, il peso (kg), l'altezza (m), la frequenza di svolgimento di attività fisica e la manifestazione di dolore lombare negli ultimi tre mesi.

Di seguito vengono riportati i dati raccolti:

- età media = 23,58 ± 5,08 anni;
- altezza media = 1,81 ± 0,06 m;
- peso corporeo medio = 76,31 ± 10,95 kg;
- indice di massa corporea (IMC)* calcolato = 23,29 ± 3,20 kg/m^2

Per quanto riguarda l'indice di massa corporea (vedi *Tab. 3.1*), il 73,08% dei partecipanti è risultato rientrante nella categoria "Normopeso", il 19,23% nella categoria "Sovrappeso" ed il 7,69% in quella "Sottopeso".

Grave magrezza	< 16,00
Sottopeso	16,00 - 18,49
Normopeso	18,50 - 24,99
Sovrappeso	25,00 -29,99
Obeso classe 1	30,00 - 34,99
Obeso classe 2	35,00 - 39,99
Obeso classe 3	≥ 40,00

Tab. 3.1: *Calcolo Indice massa corporea – IMC (BMI – Body mass index). Fonte: tabella creata sulla base delle informazioni ricavate dal sito del Ministero della salute*

* L'Indice di massa corporea (IMC), in inglese Body mass index (BMI), è un parametro utile per studi epidemiologici e di screening di obesità. Tale indice non è, però, in grado di valutare la composizione corporea reale poiché non permette di conoscere la distribuzione del grasso. Il calcolo del BMI è dato dal rapporto tra il peso corporeo in kg e il quadrato della statura in metri del soggetto.

Nei tre mesi antecedenti allo studio, il 26,92% dei soggetti ha dichiarato di aver manifestato una qualsiasi tipologia di dolore a livello lombare. Infine, si riporta il grafico che riassume la distribuzione della frequenza di svolgimento di attività fisica *(Fig. 3.1)*.

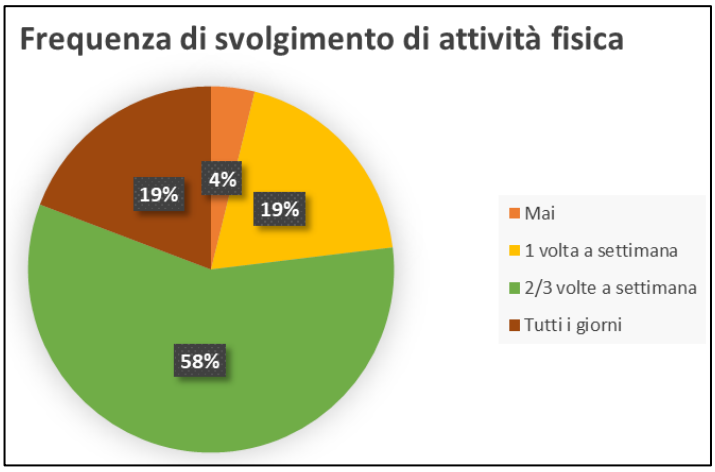


Fig. 3.1: *distribuzione delle frequenze di svolgimento di attività fisica dichiarate dai partecipanti*

3.2.2. Strumentazione

In questo sottoparagrafo verranno riportate le caratteristiche delle strumentazioni utilizzate durante le prove di laboratorio. Per la realizzazione dei filmati sono stati utilizzati dei telefoni cellulare.

Lower back belt, ideata da Myontec LTD

La "Lower back belt", commercializzata da Myontec LTD*, è parte integrante di una tuta sensorizzata basata sull'EMGs, ma può essere utilizzata anche come dispositivo indipendente. La "cintura" in oggetto consiste in una fascia lombare, di misura regolabile (taglie S, M ed L), costituita da materiali resistenti agli spruzzi d'acqua, a condizioni di umidità fino al 90% ed a temperature che vanno dagli 0° ai 40°C (tessuto costituito da: 80% micro Poliammide, 20% Lycra). Gli elettrodi bipolari, integrati alla superficie interna del tessuto, sono costituiti da fili di argento e fili sintetici non conduttivi intrecciati tra loro. Forma e geometria degli elettrodi consentono di registrare il segnale elettromiografico non di un singolo muscolo bensì di un intero gruppo muscolare funzionale. In particolar modo, la "Lower back belt" è stata progettata per il rilevamento combinato del muscolo Multifudus e degli Erector spinae (misurazione del segnale EMGs sul lato destro e sinistro della zona lombo - sacrale della schiena). Il segnale elettromiografico viene raccolto dagli elettrodi con una frequenza di 1000 Hz.

* Myontec LTD è una compagnia finlandese fondata nel 2008. L'azienda è specializzata nel design di "smart clothing" per la misurazione dell'attività muscolare in ambito sportivo, ergonomico e di ricerca scientifica.

Alla fascia lombare è associata una cella di acquisizione del segnale elettromiografico, denominata "MCell3", con una capacità di memoria di circa 30 ore (durata ottenuta acquisendo dati mediati a 25Hz). Mediante la stessa, la frequenza del segnale viene filtrata con un filtro passa banda (40 -200 Hz; -3dB) e digitalizzata con convertitore A/D a 24 bit. Con il modello di "MCell" utilizzato in questo studio, il segnale EMG, originariamente a 1000 Hz, viene restituito come rettificato e mediato a intervalli di 25 acquisizioni al secondo (25 Hz). La cella presenta un sistema di comunicazione USB per il trasferimento dei dati a pc mediante il software "Muscle Monitor" (formato file CSV). Come si può vedere in *Fig. 3.3*, la cella di acquisizione è dotata di un pulsante di avvio *(a)* ed un led *(b)* di stato (blu: pronta all'uso, verde: registrazione misurazione in corso; rosso: errore/ricarica in corso).

La cintura lombare può essere lavata a mano o in lavatrice, attraverso l'inserimento in una apposita sacchetta. Gli elettrodi non presentano una diminuzione delle prestazioni dopo ripetuti lavaggi *(Scilingo et al 2005)*.

La descrizione sopra riportata è frutto delle informazioni presenti nel manuale d'uso fornito da Myontec LTD *(Myontec products General User Guide, 2020).*

Fig. 3.2: *"Lower Back Belt" e relativi elettrodi. Fonte: Myontec products general user guide, 2020*

Fig. 3.3: *Cella di acquisizione del segnale elettromiografico, "Mcell3". Fonte: Myontec products general user guide, 2020*

Software "Muscle Monitor"

Il software "Muscle Monitor", disponibile per Windows, permette di sincronizzare l'orario interno delle celle di acquisizione "MCell3" con quello del computer in cui è installato (in questo modo le misure saranno associate all'orario corretto). Inoltre, offre diverse funzionalità riguardanti l'esportazione e successiva elaborazione dei dati derivanti dai prodotti Myontec.

3.2.3. Procedura sperimentale

Le fasi di set – up della "Lower back belt" (predisposizione alla misura) e del successivo campionamento, nonché i materiali utilizzati in supporto alla strumentazione, sono riportati, in ordine progressivo, nel testo a seguire. Durante le misurazioni a cui sono stati sottoposti i ventisei soggetti, il protocollo di campionamento adottato è stato sempre il medesimo. La creazione di una procedura standard, semplice e pratica, risulta, infatti, fondamentale al fine di garantire la ripetibilità e la rappresentatività delle misure eseguite.

Posizionamento della "Low back belt"

Innanzitutto, al fine di garantire l'aderenza della cintura e, di conseguenza, degli "elettrodi tessili" alla superficie della pelle, è necessario selezionare la taglia corretta per il soggetto investigato. La regolazione della circonferenza della "Low back belt" avviene mediante l'applicazione di fibbie di diverse lunghezze, attraverso una chiusura a strappo (taglie S, M e L). A questo punto, prima di indossare la fascia lombare, gli elettrodi vengono umidificati con uno spray contenente acqua di rubinetto, mentre sulla pelle a contatto con gli stessi viene applicato il gel "Aisti Hajustamaton kosteusemulsio*", per una miglior conduzione del segnale. Il posizionamento della "Low back belt" è stato standardizzato, affinché rimanesse costante anche il posizionamento degli elettrodi tra i soggetti diversi. In particolare, al partecipante viene richiesto di posizionare le parti laterali della fascia immediatamente al di sotto della cresta iliaca. Una volta assicuratisi che la vestizione sia avvenuta correttamente (ad esempio controllando che il centro della fascia lombare coincida con l'asse del rachide o che non vi siano presenti altri indumenti tra gli "elettrodi tessili" e la pelle del soggetto), si può passare alla fase successiva.

Sincronizzazione delle celle di acquisizione del segnale elettromiografico e loro applicazione

La sincronizzazione delle celle di acquisizione "MCell3" avviene mediante l'impiego del programma "Muscle Monitor". Attraverso il collegamento con cavo USB al computer e l'utilizzo della sezione "Synchronize" del software, è possibile sincronizzare l'orario interno delle celle di acquisizione con quello indicato dal pc. In questo modo, i dati misurati riporteranno una collocazione temporale reale. Successivamente, la cella può essere inserita nell'apposito slot (connettore) presente sulla "Low back belt" (sistema a incastro).

* Gel idratante commercializzato in Finlandia. È consigliato come preparazione per la pelle in caso di misurazioni di carattere scientifico. È costituito dai seguenti ingredienti: "water, glycerin, cetearyl alcohol, isopropyl myristate, phenoxyethanol, allantoin, sodium cetearyl sulfate, sodium lauryl sulfate, ethylhexylglycerin".
L'utilizzo di un altro gel è possibile, a patto che non contenga stearato *(Myontec products General User Guide, 2020).*

Modalità di avvio della misura

La cella di acquisizione "MCell3" è dotata di un led *(Fig 3.3, lettera b)*, il quale fornisce utili informazioni sullo stato della cella. La presenza di un led di colore rosso indica uno stato di errore e, quindi, l'impossibilità di utilizzare la "MCell3". Viceversa, un led di luce blu, con un'intermittenza di tre secondi, indica il corretto stato della cella, che è quindi pronta all'avvio delle misurazioni. Per quest'ultima operazione è necessario premere il pulsante *(Fig 3.3, lettera a)* presente su di essa. Dopo averlo pigiato (fino a quando si manifesta una vibrazione), la cella inizia ad acquisire dati, come dimostrato dalla presenza di un led di colore verde. Durante lo studio, i soggetti sono stati ripresi con un telefono cellulare a partire dalla fase di avvio della misura, sia nelle prove isometriche di MCV, sia nelle prove laboratoriali di sollevamento.

Prove isometriche di massima contrazione volontaria (MCV)

Myontec LTD fornisce un protocollo per l'esecuzione di prove isometriche di massima contrazione volontaria per gruppi muscolari del bicipite, trapezio, deltoide, quadricipite, glutei e flessori della coscia. Esercizi specifici per i muscoli erector spinae e multifidus (che rappresentano i principali muscoli rilevati dalla "Low back belt") non sono presenti. In questo studio, si è quindi utilizzata come contrazione di riferimento per la normalizzazione del segnale elettromiografico una prova isometrica di MCV, con articolazione a valore neutro del range articolare. In particolare, è stato selezionato un esercizio isometrico di MCV indicato di riferimento per l'erector spinae a livello lombare (L5) *(Vera – Garcia et al., 2010)*, *Fig. 3.4*.

.

Fig. 3.4: "*Pictures of Lower trunk extension". Fonte: Vera – Garcia et al., 2010*

L'esercizio sopra citato consiste in una estensione della parte inferiore del tronco (zona lombo - sacrale della schiena, in particolare, a livello della quinta vertebra lombare, L5). Il soggetto si posiziona prono sul lettino e, con le gambe oltre le estremità dello stesso, tenta di estendere la parte inferiore della schiena, contro resistenza. A seguito di una breve fase di training, è stato richiesto al soggetto di eseguire tre ripetizioni della prova, ognuna intervallata da un periodo di

recupero fisiologico. L'esercizio richiede un'ottima percezione e controllo muscolare per essere svolto correttamente, pertanto, in futuro, ci si porrà come obiettivo l'individuazione di un esercizio isometrico di MCV di più semplice esecuzione (alla portata di lavoratori che hanno poca confidenza con l'attività sportiva). Successivamente alle tre prove, si è proceduto all'estrazione della cella e all'esportazione delle misure (vedi fase "*Esportazione delle misurazioni*"), per evitare di avere una mole di dati troppo elevata e, dunque, di difficile elaborazione.

Prove di laboratorio: task di sollevamento basati su tre diversi Lifting Index (1.0,2.0 e 3.0)

Per questo studio, sono stati ideati, utilizzando la RNLE *(Waters et al., 1993; Waters et al., 1994)*, tre task di sollevamento a due mani, al fine di ottenere tre diversi livelli di rischio (rispettivamente Lifting Index pari a 1.0, 2.0 e 3.0). In ogni compito, il carico movimentato consisteva in un contenitore (60 x 40 cm), con una profondità di 20 cm ed altezza di presa a livello delle maniglie di 17 cm (fattore di presa buono). All'interno del contenitore, come costante di peso nelle prove di sollevamento, è stato posto un carico pari a 23 kg. Tale carico rappresenta, infatti, la massa di riferimento (m_{ref}) usata più spesso nella Revised NIOSH Lifting equation (RNLE) ed è stato riscontrato essere tollerato dal 90% della popolazione, senza alcuna distinzione di genere ed età, in condizioni che presentano un Lifting Index pari a 1.0.

Fig.3.5: *Contenitore in plastica utilizzato durante le prove. Il carico è costituito da due dischi in ghisa da 10 kg, un disco da 2 kg e un disco da 1 kg, per un totale di 23 kg*

Con l'obiettivo di ottenere i tre diversi Lifting Index (LI pari a 1.0, 2.0 e 3.0), si è andati ad agire su diverse variabili del compito di sollevamento, come: distanza verticale tra il piano di calpestio e il punto di presa dell'oggetto da movimentare (v), spostamento verticale durante il sollevamento (d), distanza orizzontale tra carico e corpo (h), angolo di asimmetria (α), frequenza di sollevamento (f). La massa di riferimento (m_{ref}), il peso sollevato (m) e la qualità della presa (c) sono rimasti costanti per tutti i sollevamenti, come già precedentemente anticipato.

La *Tab.3.2* descrive nel dettaglio le tre prove legate ai differenti livelli di rischio.

N	m_{ref} (kg)	h (cm)	h_m	v (cm)	v_m	d (cm)	d_m	α (°)	α_m	f (soll./min)	f_m	c	c_m	m (kg)	RWL	LI
1	23	25	1	75	1	25	1	0	1	≤ 0,2	1	good	1	23	23,00	1,00
2	23	50	0,5	75	1	25	1	0	1	≤ 0,2	1	good	1	23	11,50	2,00
3	23	60	0,42	40	0,9	70	0,88	0	1	≤ 0,2	1	good	1	23	7,65	3,01

Tab. 3.2: *Variabili (e relativi moltiplicatori) dei tre compiti di sollevamento aventi tre Lifting Index diversi (LI pari a 1.0, 2.0 e 3.0)*

La progettazione dei task di sollevamento è stata effettuata utilizzando il modello semplificato per il calcolo del limite di massa raccomandato e dell'indice di sollevamento, così come indicato nell'appendice E della norma UNI ISO 11228-1:2022. Il foglio di calcolo utilizzato ("1-BASICO SEMPLICE FOGLIO PER MONO TASK 21-3-23") è stato ricavato dal sito ufficiale dell'EPM International Ergonomics School, attraverso l'apposita sezione "Software gratuiti in italiano".
Qui di seguito vengono riportate alcune fotografie *(Fig. 3.6 e 3.7)* scattate alle postazioni, le quali sono state create con il fine di rispettare i valori delle variabili presenti in *Tab. 3.2* ed ottenere i tre diversi task a LI crescente.

Fig.3.6: *Foto n.1 di una delle postazioni di sollevamento* ***Fig.3.7:*** *Foto n.2 di una delle postazioni di sollevamento*

Con l'obiettivo di valutare correttamente lo spostamento verticale (d) nonché il compito stesso di sollevamento, è stato ideato un sistema di puntatori laser posti a diverse altezze, il cui impiego verrà meglio esplicitato nel paragrafo successivo: "*Elaborazione dei dati*".

Dopo un breve training, ai soggetti è stato richiesto di effettuare i compiti di movimentazione manuale sopra descritti. All'infuori del posizionamento dei piedi (punto di mezzo delle caviglie collocato sopra il nastro adesivo presente in *Fig 3.6 e 3.7*), il quale deve rimanere costante per garantire la corretta distanza orizzontale (h) tra carico e corpo, il soggetto era libero di effettuare l'azione di sollevamento secondo la propria naturale strategia motoria. Ogni partecipante ha svolto tre ripetizioni per ogni task di sollevamento, per un totale di nove azioni di movimentazione manuale (tre ripetizioni per il task a LI pari a 1.0, tre ripetizioni per il task a LI pari a 2.0 e, infine, altre tre ripetizioni per il task a LI pari a 3.0). Ogni ripetizione era intervallata da dieci secondi di pausa; al cambio di LI associato al compito, inoltre, veniva svolto un ulteriore minuto di recupero fisiologico. Successivamente alle nove prove, si è proceduto all'estrazione della cella e all'esportazione delle misure (vedi fase "*Esportazione delle misurazioni*"), per evitare di avere una mole di dati troppo elevata e, dunque, di difficile elaborazione.

Fig.3.8: *Foto scattata a un soggetto durante un task di sollevamento con Lifting Index pari a 2.0*

Esportazione delle misurazioni

Terminata la fase di campionamento delle varie prove, il soggetto procede allo spegnimento della cella di acquisizione, tenendo premuto il pulsante di cui alla lettera *(a)* nella *Fig 3.3*, fino a quando non percepisce tre vibrazioni consecutive. A questo punto, la "MCell3" può essere estratta dal proprio connettore per poi collegarla, mediante cavo USB, al computer. Attraverso l'interfaccia del programma "Muscle Monitor" è possibile esportare i dati registrati in formato CSV. Il software permette due modalità di estrazione, le quali presentano differenti frequenze di campionamento:

- esportazione con frequenza di campionamento pari a 1 Hz (ad ogni secondo è associata una misura di segnale elettromiografico);
- esportazione con frequenza di campionamento pari a 25 Hz (ad ogni secondo sono associate 25 misure di segnale elettromiografico).

Considerata la brevissima durata di un'operazione di sollevamento (approssimativamente nell'ordine di grandezza di 1-3 secondi), si è optato per esportare i dati a una frequenza di campionamento di 25 Hz.

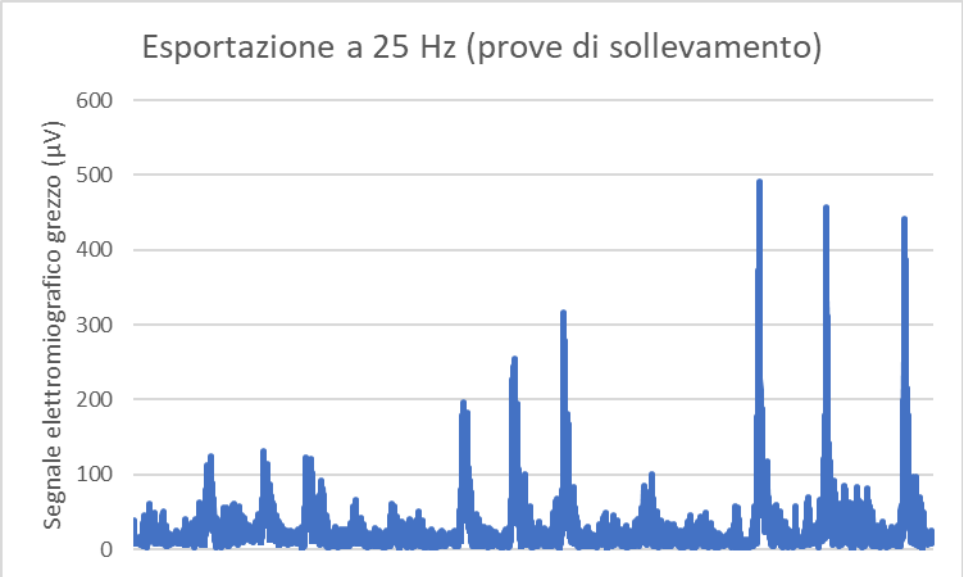


Fig. 3.9: *Esempio di grafico elaborato sulla base di dati misurati durante prove di sollevamento con LI differenti (1.0, 2.0, 3.0), estrazione con frequenza di campionamento a 25 Hz*

Sanificazione della "Low back belt"

Al termine delle prove di laboratorio, la fascia lombare sensorizzata può essere rimossa. Prima dell'esecuzione di nuove misurazioni su altri soggetti, si procederà a una corretta sanificazione del dispositivo nel rispetto delle indicazioni del produttore.

3.2.4. Elaborazione dei dati

Corretta associazione delle misure al movimento del soggetto (sincronizzazione dei dati)

Come precedentemente indicato, i dati elettromiografici registrati durante le prove isometriche di massima contrazione volontaria e di sollevamento sono esportati a una frequenza di campionamento pari a 25 Hz (una misura ogni quattro centesimi di secondo). Il file CSV che ne deriva associa al segnale elettromiografico (µV) l'esatto istante, in formato hh;mm;ss, in cui lo stesso è stato rilevato. Di conseguenza, la collocazione temporale del segnale EMGs e la sua sincronizzazione rispetto al video registrato di un task (in cui è presente un'indicazione oraria), porterebbe con sé un errore dell'ordine di un secondo. Considerando che un'operazione di sollevamento risulta particolarmente limitata nel tempo, i dati sincronizzati sulla base dell'orario interno della cella di acquisizione indurrebbero ad errori troppo grandi e a valutazioni travisate. Per far fronte a questo ostacolo, si è deciso di estendere il filmato, oltre che durante l'esecuzione vera e propria delle prove, alla fase di avvio della "Mcell3". In questo modo, l'apparizione del led di colore verde, il quale indica l'inizio delle misurazioni, è stato associato, mediante il software di video-editing e analisi biomeccanica "BioMovie", al primo segnale EMGs rilevato dallo strumento, riducendo così drasticamente errori di interpretazione del dato. Il risultato di tale operazione è costituito da un tracciato elettromiografico che "scorre" durante il video delle prove isometriche di MCV e di sollevamento, in perfetta sincronia con i movimenti e la reale attivazione muscolare del soggetto ripreso.

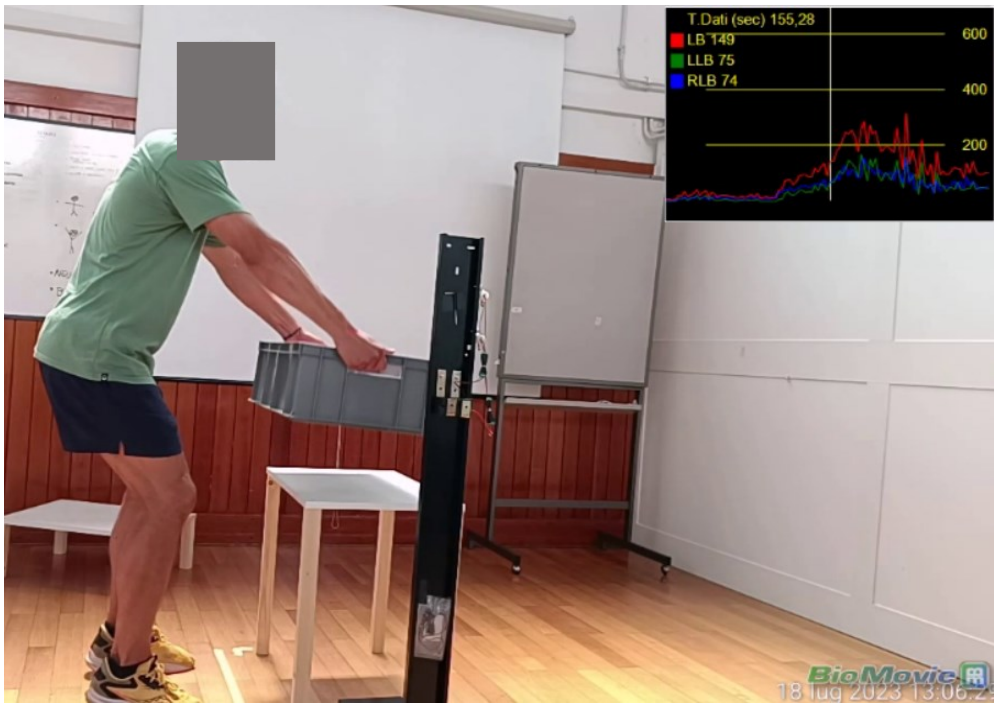


Fig.3.10: *Sincronizzazione del tracciato elettromiografico al task di sollevamento, mediante il software "BioMovie"*

Fig.3.11: *All'apparizione del led verde viene associata la prima misurazione del segnale elettromiografico superficiale grezzo (μV)*

In questo modo, attraverso programmi che permettono la visione di video frame by frame (ad esempio, "Kinovea"), è possibile fermare il filmato e identificare la misura corrispondente a quel dato istante (il file CSV esportato associa la misura anche all'andamento temporale della stessa, il quale è presente pure nel tracciato elettromiografico a video).

Definizione del ciclo di sollevamento

In questo studio, l'analisi del segnale elettromiografico viene effettuata unicamente rispetto alla fase di sollevamento del carico caratterizzata dalle variabili che la riconducono ad un determinato Lifting Index (LI pari a 1.0, 2.0, 3.0). Tutte le variabili della *Tab. 3.2*, attraverso la progettazione delle postazioni visibili in *Fig. 3.6 e 3.*7, sono facilmente rispettabili dal soggetto durante l'esecuzione del task motorio. L'unica variabile non controllabile mediante l'ideazione di una struttura fisica è lo spostamento verticale (d), in quanto la costruzione di una barriera di "fine corsa" del sollevamento risulta di complessa attuazione. Per questo motivo, si è deciso di valutare il rispetto del parametro (d) attraverso l'analisi a video. La postazione è, infatti, dotata di puntatori laser disposti ad altezze prefissate, che permettono così di valutare la fine dello spostamento verticale (linea laser a livello della presa delle mani sul contenitore).

Fig.3.12: *La linea laser a livello della presa delle mani sul contenitore indica il rispetto dello spostamento verticale, nonché la fine del task di sollevamento*

Il ciclo di sollevamento è, quindi, caratterizzato da un inizio (distacco del contenitore dalla superficie del "tavolino") e da una fine (linea laser a livello della presa delle mani sul contenitore), che possono facilmente essere individuati nel video associato al tracciato elettromiografico. Una volta individuati i valori di andamento temporale relativi all'inizio e alla fine del task, è possibile estrarre i dati elettromiografici contenuti in tale intervallo dal file CSV, per poterli poi elaborare. La stessa metodica viene applicata anche per l'ottenimento dei dati legati alla MCV isometrica. In questo caso, inizio e fine della prova vengono identificati visivamente, senza la necessità di punti di riferimento, poiché è richiesta una minor precisione (ai fini della normalizzazione è, infatti, necessario solo il valore di picco del segnale registrato durante l'esercizio, come verrà spiegato successivamente).

Elaborazione dei dati elettromiografici

Il segnale elettromiografico grezzo viene rilevato dagli "elettrodi tessili" con una frequenza di campionamento pari a 1000 Hz. La prima fase di elaborazione del dato è svolta dalla "MCell3", dove la frequenza del segnale viene filtrata con un filtro passa banda (40 -200 Hz; -3dB) e digitalizzata con convertitore A/D a 24 bit. Successivamente, il segnale EMGs, grezzo a 1000 Hz viene restituito come rettificato e mediato a intervalli di 25 acquisizioni al secondo (25 Hz). Nel file CSV restituito da "Muscle Monitor" viene fornito un dato elettromiografico rilevato separatamente per il lato destro e sinistro della zona lombo – sacrale della schiena. Si è deciso di sommare i due lati tra loro, al fine di ottenere un unico dato EMGs puntuale relativo all'intera zona muscolare (valutare le possibili differenze di attivazione muscolare tra i muscoli del lato destro e sinistro non era di interesse per questo studio).

I dati elettromiografici legati ad ogni singolo task di sollevamento (estratti come descritto nelle sezioni precedenti) sono stati normalizzati utilizzando come riferimento la massima contrazione volontaria (MCV) isometrica, il cui valore è calcolato attraverso la media dei picchi registrati nelle tre ripetizioni della prova muscolare svolte da ciascun soggetto. Nel dettaglio, il segnale elettromiografico istantaneo è rapportato al valore di massima contrazione volontaria, venendo così espresso come un dato percentuale il cui range può andare dallo 0 al 100% della stessa.

Con il fine di caratterizzare il comportamento del segnale elettromiografico rispetto all'aggravio delle condizioni di sollevamento (LI crescente pari a 1.0, 2.0 e 3.0), si è scelto di investigare l'ampiezza del segnale elettromiografico, la quale indica "quanto" un muscolo si attiva. Quindi, dai dati EMGs elaborati di ogni singolo compito di movimentazione, si è deciso di calcolare come parametri di stima d'ampiezza: il "root mean square" o valore efficace (RMS) ed il valore medio rettificato (ARV) *(Hägg et al., 2000)*.

$$RMS = \sqrt{\frac{1}{N}\sum_{i=1}^{N} x_1^2} \qquad ARV = \frac{1}{N}\sum_{i=1}^{N} |x_i|$$

Inoltre, per descrivere ulteriormente la fase di sollevamento del carico, si è stabilito di individuare il valore massimo (MAX) del segnale EMGs normalizzato registrato durante il task.
I dati così ricavati sono stati mediati tra loro per ciascun soggetto (a ogni partecipante è, quindi, associato un valore di RMS, ARV e MAX medio per ognuno dei tre task di sollevamento a LI crescente).

3.3. ANALISI STATISTICA E RISULTATI

L'analisi dei dati è stata svolta utilizzando i seguenti software: "Excel" versione 2307 (build 16626.20170) e "Jamovi" versione 2.3.28.
Al fine di valutare l'andamento dei dati, di identificare le caratteristiche dei campioni nonché di valutare correttamente quali test statistici poter applicare successivamente, si è proceduto alla statistica descrittiva e a un'analisi di base dei dati raccolti.
In primis, per ogni soggetto è stata valutata "visivamente" la presenza di un trend di aumento dei dati di RMS, ARV e MAX medi nei tre compiti a LI crescente (Lifting Index pari a 1.0, 2.0, 3.0).

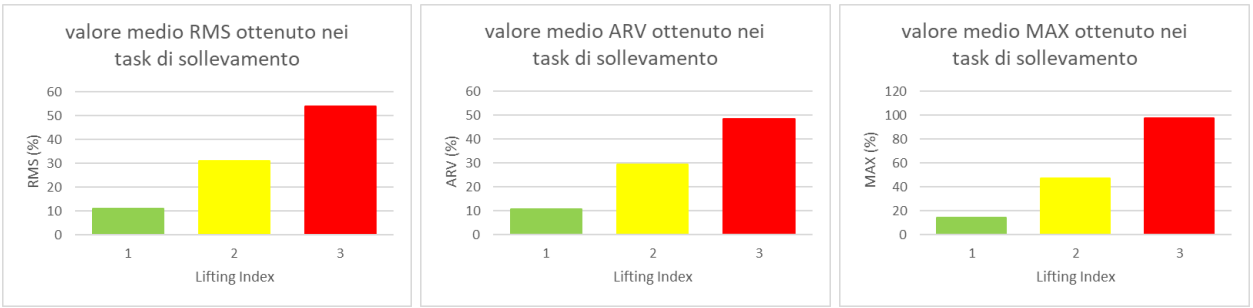


Fig.3.13: *I tre grafici rappresentano rispettivamente il valore medio di RMS, ARV e MAX ottenuto nei tre compiti di sollevamento con LI differenti, pari a 1.0, 2.0 e 3.0, da parte di uno dei soggetti esaminati*

Nei 26 soggetti sottoposti allo studio, è stata identificata, seppur non statisticamente comprovata, una tendenza di aumento nel valore di RMS, ARV e MAX all'aggravarsi del Lifting Index, rispettivamente per il 73,1 %, 69,2 % e 84,6 % dei partecipanti.
Successivamente, si è passati alla descrizione dei dati precedentemente elaborati, mediante l'utilizzo del software "Jamovi". In particolar modo, per ogni parametro (RMS, ARV e MAX medi ottenuti da tutti i soggetti partecipanti) è stata individuata la media, la mediana, la somma,

la deviazione standard, il valore massimo e minimo nonché la tipologia di distribuzione dei dati associati ai task connotati da livelli di rischio differenti (LI = 1.0; LI =2.0; LI = 3.0).

Per valutare quest'ultima, è stato utilizzato il test di Shapiro-Wilk, il quale è considerato in letteratura come uno dei test più potenti per verificare la presenza di una distribuzione di tipo normale (specialmente per campioni con $N < 30$). Il test pone come ipotesi nulla che i valori in oggetto si distribuiscano normalmente; la verifica della normalità avviene rapportando il valore di uno stimatore non parametrico della varianza di una variabile normale con il valore della varianza campionaria. Da questo rapporto si ottiene la statistica "*W"*, il cui valore può andare da 0,00 a 1,00. Con un valore di statistica "*W"* vicino all'1 e un p-value < 0,05, l'ipotesi nulla viene rifiutata e, quindi, la distribuzione non è considerabile normale. Inoltre, per un'ulteriore conferma, sono stati tracciati i grafici Q-Q plot (plot quantile-quantile), dove i quantili dei dati in analisi vengono confrontati con i quantili teorici di una distribuzione normale. Se dalla rappresentazione dei dati ne deriva una retta, la distribuzione approssima bene la normalità.

Qui di seguito si riporta la statistica descrittiva relativa ai tre seguenti gruppi di dati:

- RMS: per ciascuno dei 26 soggetti è stato calcolato il valore medio di "root mean square" relativo ad ognuna delle tre tipologie di sollevamento (LI = 1.0; LI =2.0; LI = 3.0).
- ARV: per ciascuno dei 26 soggetti è stata ottenuta la media del valore medio rettificato calcolato per ognuna delle tre tipologie di sollevamento (LI = 1.0; LI =2.0; LI = 3.0).
- MAX: per ciascuno dei 26 soggetti è stata definita la media del valore di picco ottenuto per ognuna delle tre tipologie di sollevamento (LI = 1.0; LI =2.0; LI = 3.0).

Statistica descrittiva, "root mean square" (RMS)

I parametri/valori indicati nella *Tab. 3.3* sono stati elaborati mediante il software gratuito "Jamovi", a partire dai valori medi di RMS di ciascun soggetto (ad ogni partecipante sono associati tre valori di RMS, uno per ognuna delle tre tipologie di task di sollevamento).

	LI=1.0	LI=2.0	LI=3.0
N	26	26	26
Media (%)	23.9	40.1	48.3
Mediana (%)	18.8	29.7	41.4
Somma (%)	622	1042	1255
Deviazione standard (%)	19.1	31.9	30.8
Minimo (%)	4.36	7.04	13.9
Massimo (%)	86.5	144	129
Shapiro-Wilk W	0.811	0.832	0.893
Shapiro-Wilk p	< .001	< .001	0.011

Tab. 3.3: *Numerosità, media, mediana, somma, deviazione standard, valore minimo e massimo, statistica W e p-value del test di Shapiro - Wilk ottenuti dai valori medi di RMS, dei 26 partecipanti, associati ai task aventi livelli di rischio differenti (LI = 1.0; LI =2.0; LI = 3.0). Elaborazione dati di "Jamovi"*

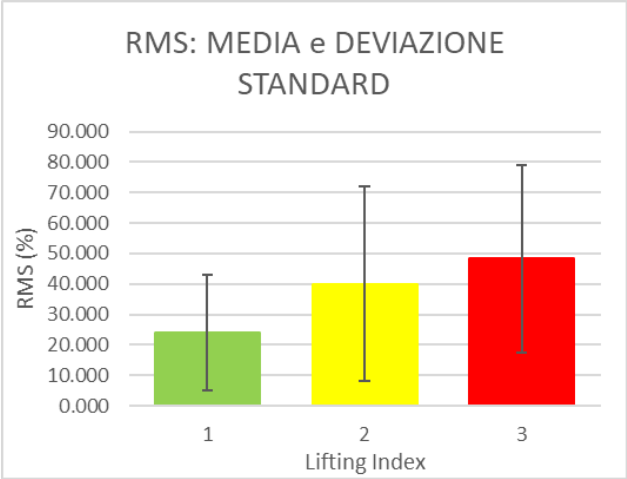


Fig.3.13: *Grafico riportante media e deviazione standard dei valori di RMS medi, dei 26 partecipanti, associati ai task aventi livelli di rischio differenti (LI = 1.0; LI =2.0; LI = 3.0)*

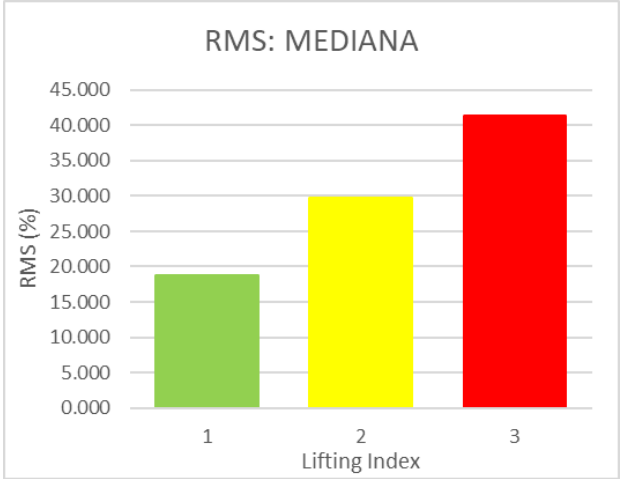


Fig.3.14: *Grafico riportante la mediana dei valori di RMS medi, dei 26 partecipanti, associati ai task aventi livelli di rischio differenti (LI = 1.0; LI =2.0; LI = 3.0)*

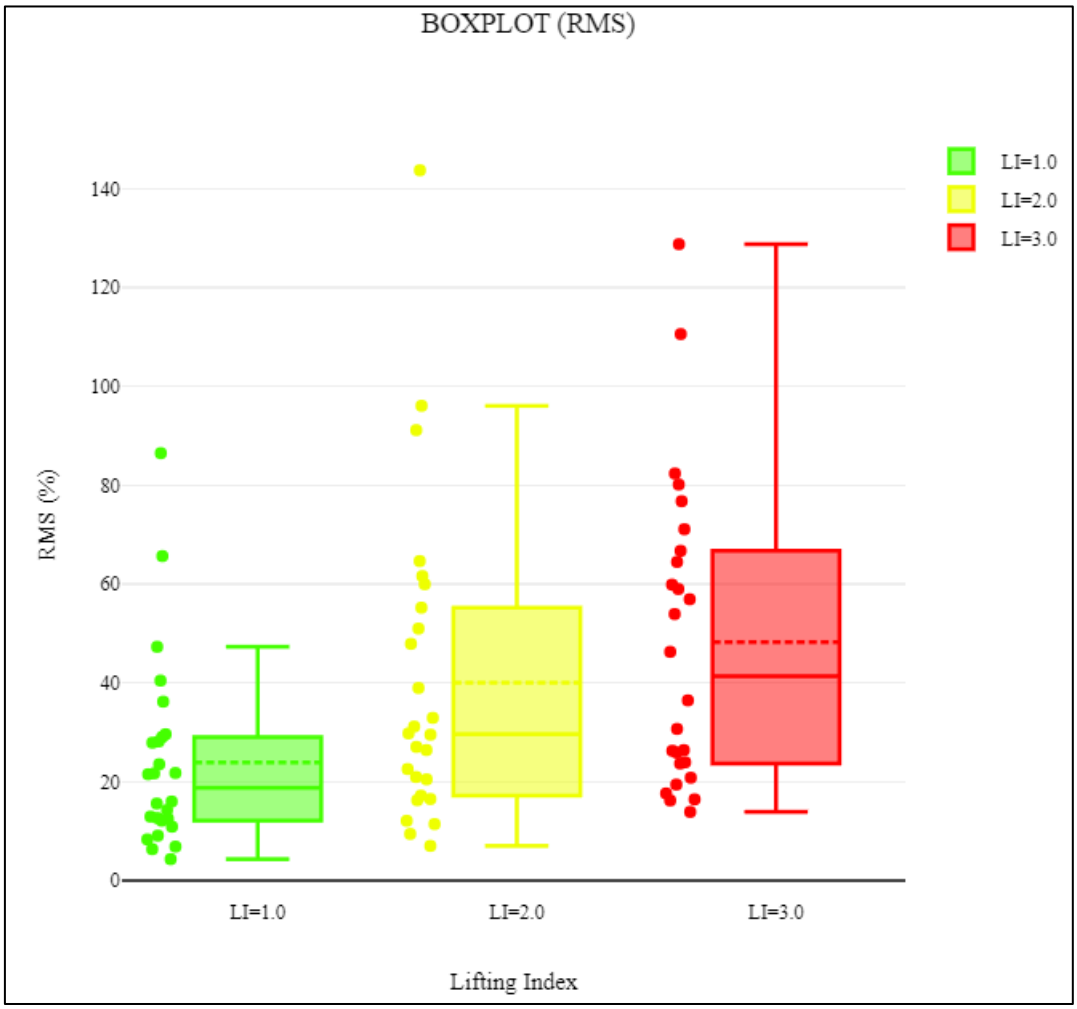


Fig.3.15: *Grafico Boxplot dei valori di RMS medi, dei 26 partecipanti, associati ai task aventi livelli di rischio differenti (LI = 1.0; LI =2.0; LI = 3.0). Elaborazione comprendente media (linea tratteggiata), mediana (linea continua), primo e terzo quartile, valore massimo e minimo ed outliers. I puntini rappresentano i singoli dati*

Le mediane ottenute dai valori di RMS medi (raccolti per ciascuno dei 26 soggetti), vedi *Fig. 3.14 e 3.15,* mostrano "visivamente" una tendenza di aumento all'aggravarsi del livello di rischio associato al task di sollevamento svolto. La medesima osservazione può essere ripetuta per quanto riguarda i valori assunti dalla media, la quale è più sensibile alla presenza di dati "anomali", vedi *Fig. 3.13 e 3.15.* La deviazione standard, che indica "mediamente" quanto i valori di una popolazione si discostino dalla loro media, assume quote importanti. Di conseguenza non è possibile affermare l'esistenza di un valore "puntuale" di RMS del segnale elettromiografico normalizzato (%) associato ad uno specifico Lifting Index.

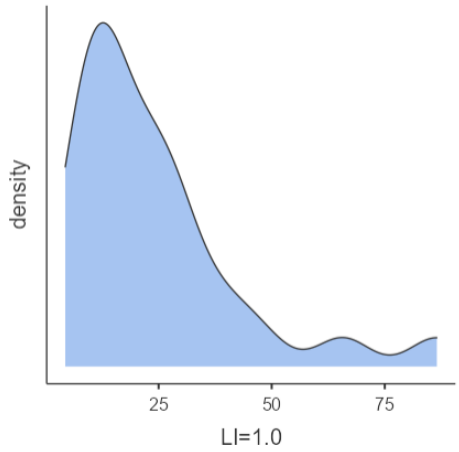


Fig.3.16: *Grafico riportante la distribuzione dei valori di RMS medi associati ad un task di sollevamento con LI pari a 1.0. Sull'asse x è riportato il valore di RMS (%), mentre sull'asse y è rappresentata la numerosità. Elaborazione di "Jamovi"*

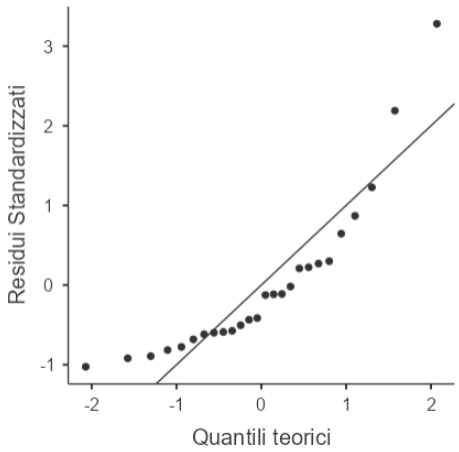


Fig.3.17: *Grafico Q-Q plot dei valori di RMS medi associati ad un task di sollevamento con LI pari a 1.0. Elaborazione di "Jamovi"*

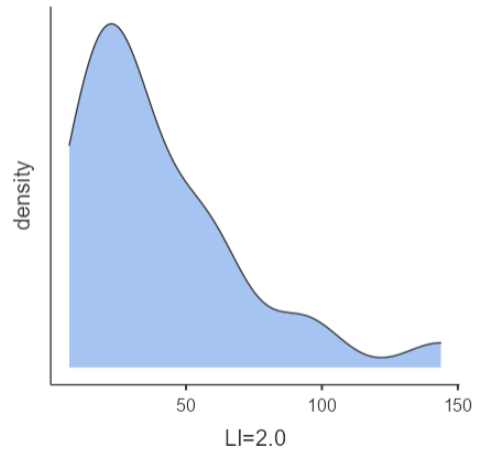


Fig.3.18: *Grafico riportante la distribuzione dei valori di RMS medi associati ad un task di sollevamento con LI pari a 2.0. Sull'asse x è riportato il valore di RMS (%), mentre sull'asse y è rappresentata la numerosità. Elaborazione di "Jamovi"*

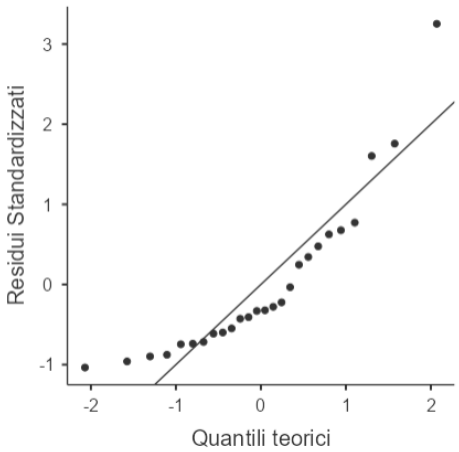


Fig.3.19: *Grafico Q-Q plot dei valori di RMS medi associati ad un task di sollevamento con LI pari a 2.0. Elaborazione di "Jamovi"*

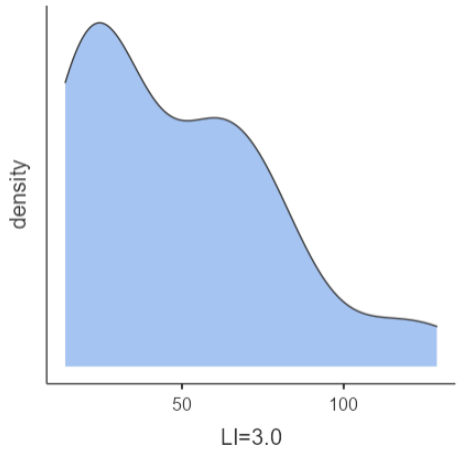


Fig.3.20: *Grafico riportante la distribuzione dei valori di RMS medi associati ad un task di sollevamento con LI pari a 3.0. Sull'asse x è riportato il valore di RMS (%), mentre sull'asse y è rappresentata la numerosità. Elaborazione di "Jamovi"*

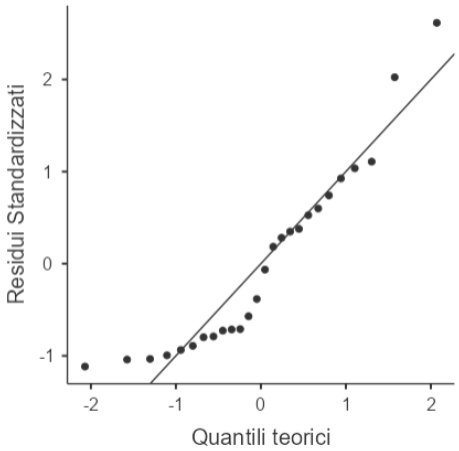


Fig.3.21: *Grafico Q-Q plot dei valori di RMS medi associati ad un task di sollevamento con LI pari a 3.0. Elaborazione di "Jamovi"*

In *Tab. 3.3*, è possibile notare come la distribuzione dei valori di RMS medi dei 26 partecipanti sia non normale in tutti e tre i task di sollevamento associati a Lifting Index differenti (valore della statistica "*W*" vicino a 1,00 e p-value < 0,05). A conferma di ciò, i grafici rappresentati dalle *Fig. 3.16, 3.18 e 3.20* riportano una forma non assimilabile ad una curva a campana o gaussiana, tipica di una distribuzione normale, e i grafici Q-Q plot, vedi *Fig. 3.17, 3.19 e 3.21*, presentano dei dati che non si dispongono correttamente su una retta.

Statistica descrittiva, valore medio rettificato (ARV)

I parametri/valori indicati nella *Tab. 3.4* sono stati elaborati mediante il software gratuito "Jamovi", a partire dai valori medi di ARV di ciascun soggetto (ad ogni partecipante sono associati tre valori di ARV, uno per ognuna delle tre tipologie di task di sollevamento).

	LI=1.0	**LI=2.0**	**LI=3.0**
N	26	26	26
Media (%)	23.4	38.5	43.9
Mediana (%)	18.2	27.7	36.2
Somma (%)	608	1000	1141
Deviazione standard (%)	18.7	31.2	28.8
Minimo (%)	4.21	6.43	12.5
Massimo (%)	84.4	140	118
Shapiro-Wilk W	0.811	0.827	0.886
Shapiro-Wilk p	< .001	< .001	0.008

Tab. 3.4: *Numerosità, media, mediana, somma, deviazione standard, valore minimo e massimo, statistica W e p-value del test di Shapiro - Wilk ottenuti dai valori medi di ARV, dei 26 partecipanti, associati ai task aventi livelli di rischio differenti (LI = 1.0; LI =2.0; LI = 3.0). Elaborazione dati di "Jamovi"*

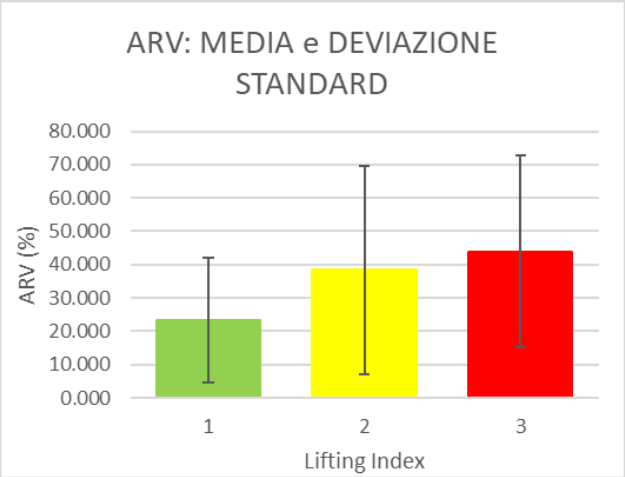


Fig.3.22: *Grafico riportante media e deviazione standard dei valori di ARV medi, dei 26 partecipanti, associati ai task aventi livelli di rischio differenti (LI = 1.0; LI =2.0; LI = 3.0)*

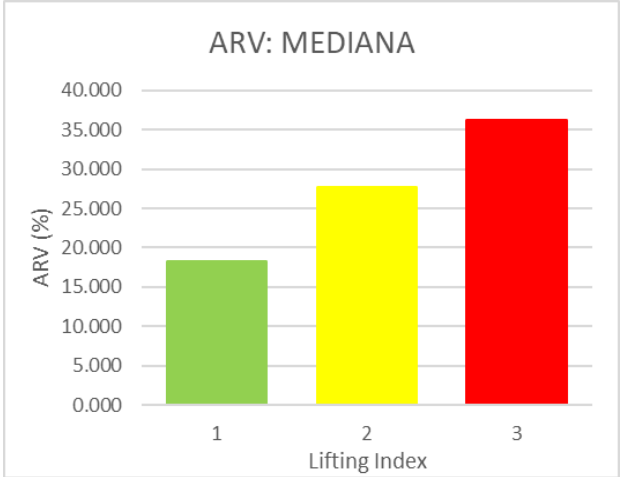


Fig.3.23: *Grafico riportante la mediana dei valori di ARV medi, dei 26 partecipanti, associati ai task aventi livelli di rischio differenti (LI = 1.0; LI =2.0; LI = 3.0)*

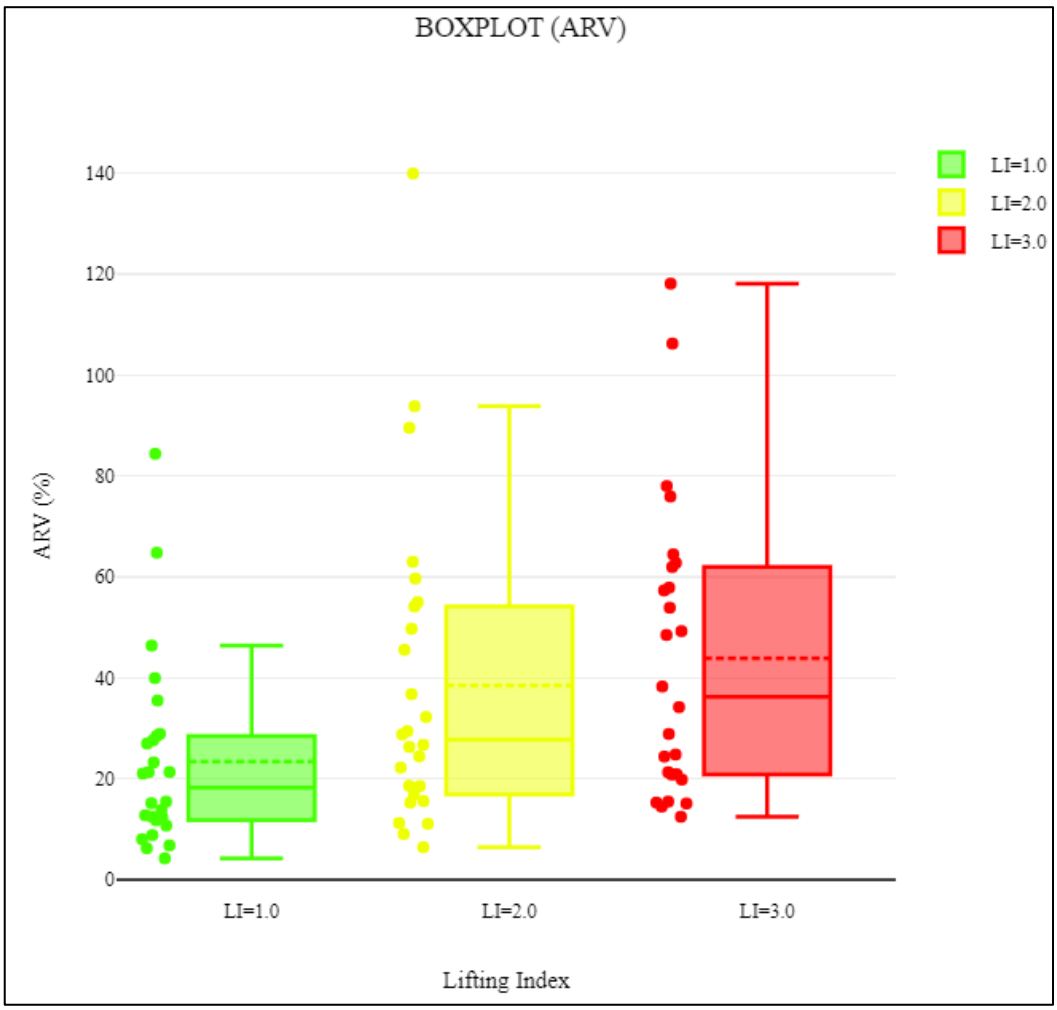


Fig.3.24: *Grafico Boxplot dei valori di ARV medi, dei 26 partecipanti, associati ai task aventi livelli di rischio differenti (LI = 1.0; LI =2.0; LI = 3.0). Elaborazione comprendente media (linea tratteggiata), mediana (linea continua), primo e terzo quartile, valore massimo e minimo ed outliers. I puntini rappresentano i singoli dati*

Le mediane ottenute dai valori di ARV medi (raccolti per ciascuno dei 26 soggetti), vedi *Fig. 3.23 e 3.24,* mostrano "visivamente" una tendenza di aumento all'aggravarsi del livello di rischio associato al task di sollevamento svolto. La medesima osservazione può essere ripetuta per quanto riguarda i valori assunti dalla media, la quale è più sensibile alla presenza di dati "anomali", vedi *Fig. 3.22 e 3.24.* La deviazione standard, che indica "mediamente" quanto i valori di una popolazione si discostino dalla loro media, assume quote importanti. Di conseguenza non è possibile affermare l'esistenza di un valore "puntuale" di ARV del segnale elettromiografico normalizzato (%) associato ad uno specifico Lifting Index.

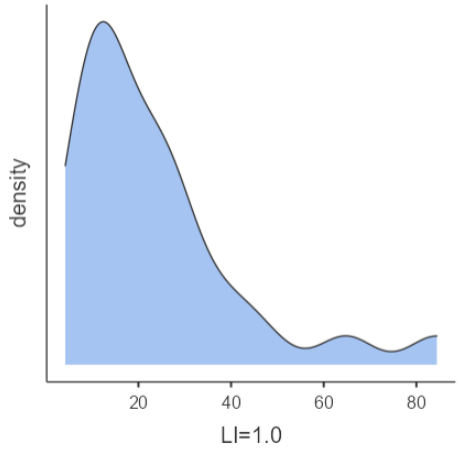


Fig.3.25: *Grafico riportante la distribuzione dei valori di ARV medi associati ad un task di sollevamento con LI pari a 1.0. Sull'asse x è riportato il valore di ARV (%), mentre sull'asse y è rappresentata la numerosità. Elaborazione di "Jamovi"*

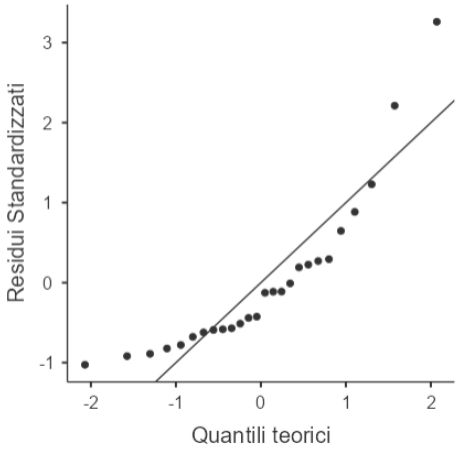


Fig.3.26: *Grafico Q-Q plot dei valori di ARV medi associati ad un task di sollevamento con LI pari a 1.0. Elaborazione di "Jamovi"*

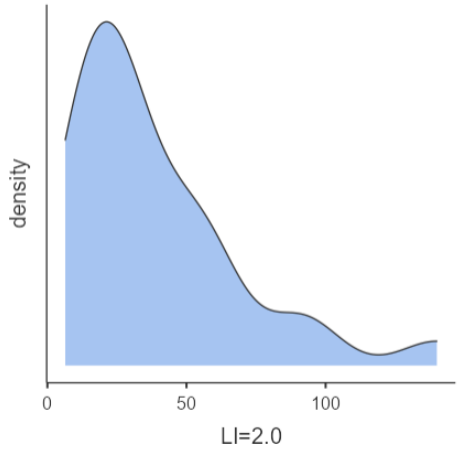


Fig.3.27: *Grafico riportante la distribuzione dei valori di ARV medi associati ad un task di sollevamento con LI pari a 2.0. Sull'asse x è riportato il valore di ARV (%), mentre sull'asse y è rappresentata la numerosità. Elaborazione di "Jamovi"*

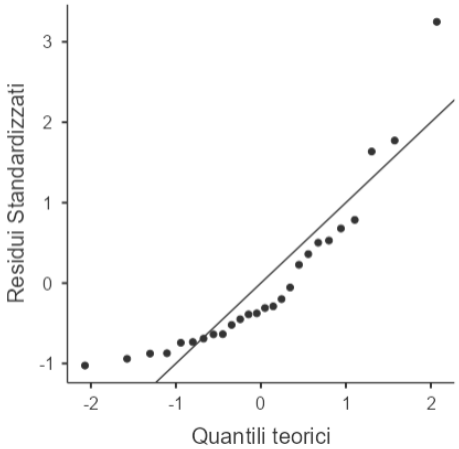


Fig.3.28: *Grafico Q-Q plot dei valori di ARV medi associati ad un task di sollevamento con LI pari a 2.0. Elaborazione di "Jamovi"*

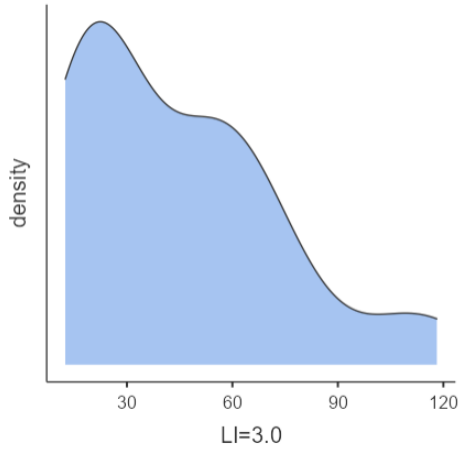


Fig.3.29: *Grafico riportante la distribuzione dei valori di ARV medi associati ad un task di sollevamento con LI pari a 3.0. Sull'asse x è riportato il valore di ARV (%), mentre sull'asse y è rappresentata la numerosità. Elaborazione di "Jamovi"*

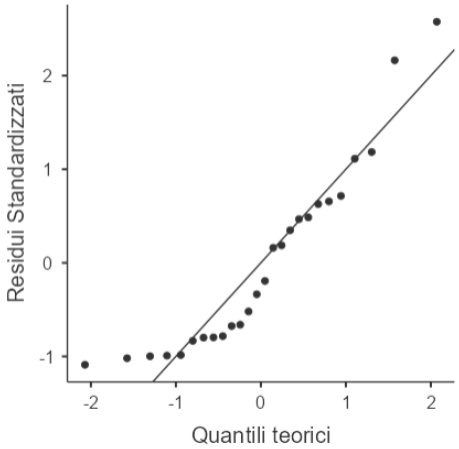


Fig.3.30: *Grafico Q-Q plot dei valori di ARV medi associati ad un task di sollevamento con LI pari a 3.0. Elaborazione di "Jamovi"*

In *Tab. 3.4*, è possibile notare come la distribuzione dei valori di ARV medi dei 26 partecipanti sia non normale in tutti e tre i task di sollevamento associati a Lifting Index differenti (valore della statistica "*W*" vicino a 1,00 e p-value < 0,05). A conferma di ciò, i grafici rappresentati dalle *Fig. 3.25, 3.27 e 3.29* riportano una forma non assimilabile ad una curva a campana o gaussiana, tipica di una distribuzione normale, e i grafici Q-Q plot, vedi *Fig. 3.26, 3.28 e 3.30*, presentano dei dati che non si dispongono correttamente su una retta.

Statistica descrittiva, valore di picco del segnale elettromiografico normalizzato (MAX)

I parametri/valori indicati nella *Tab. 3.5* sono stati elaborati mediante il software gratuito "Jamovi", a partire dalle medie dei valori di picco (MAX) relativi al segnale elettromiografico normalizzato di ciascun soggetto (ad ogni partecipante sono associati tre valori di picco del segnale elettromiografico normalizzato, uno per ognuna delle tre tipologie di task di sollevamento).

	LI=1.0	LI=2.0	LI=3.0
N	26	26	26
Media (%)	32.4	59.8	88.5
Mediana (%)	25.9	43.0	74.8
Somma (%)	842	1555	2300
Deviazione standard (%)	25.3	45.2	55.1
Minimo (%)	7.03	14.1	27.1
Massimo (%)	116	202	225
Shapiro-Wilk W	0.822	0.849	0.908
Shapiro-Wilk p	< .001	0.001	0.023

Tab. 3.5: *Numerosità, media, mediana, somma, deviazione standard, valore minimo e massimo, statistica W e p-value del test di Shapiro - Wilk ottenuti dai valori medi di MAX, dei 26 partecipanti, associati ai task aventi livelli di rischio differenti (LI = 1.0; LI =2.0; LI = 3.0). Elaborazione dati di "Jamovi"*

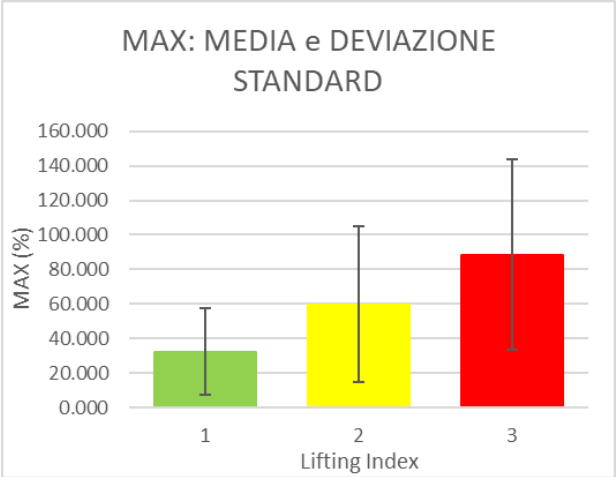


Fig.3.31: *Grafico riportante media e deviazione standard dei valori di picco (MAX) medi, dei 26 partecipanti, associati ai task aventi livelli di rischio differenti (LI = 1.0; LI =2.0; LI = 3.0)*

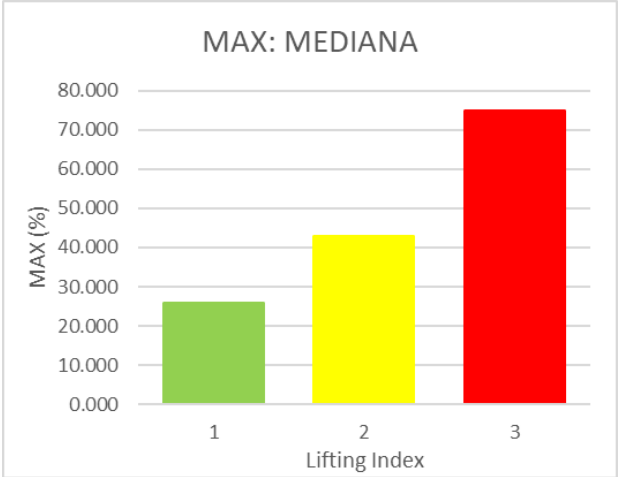


Fig.3.32: *Grafico riportante la mediana dei valori di picco (MAX) medi, dei 26 partecipanti, associati ai task aventi livelli di rischio differenti (LI = 1.0; LI =2.0; LI = 3.0)*

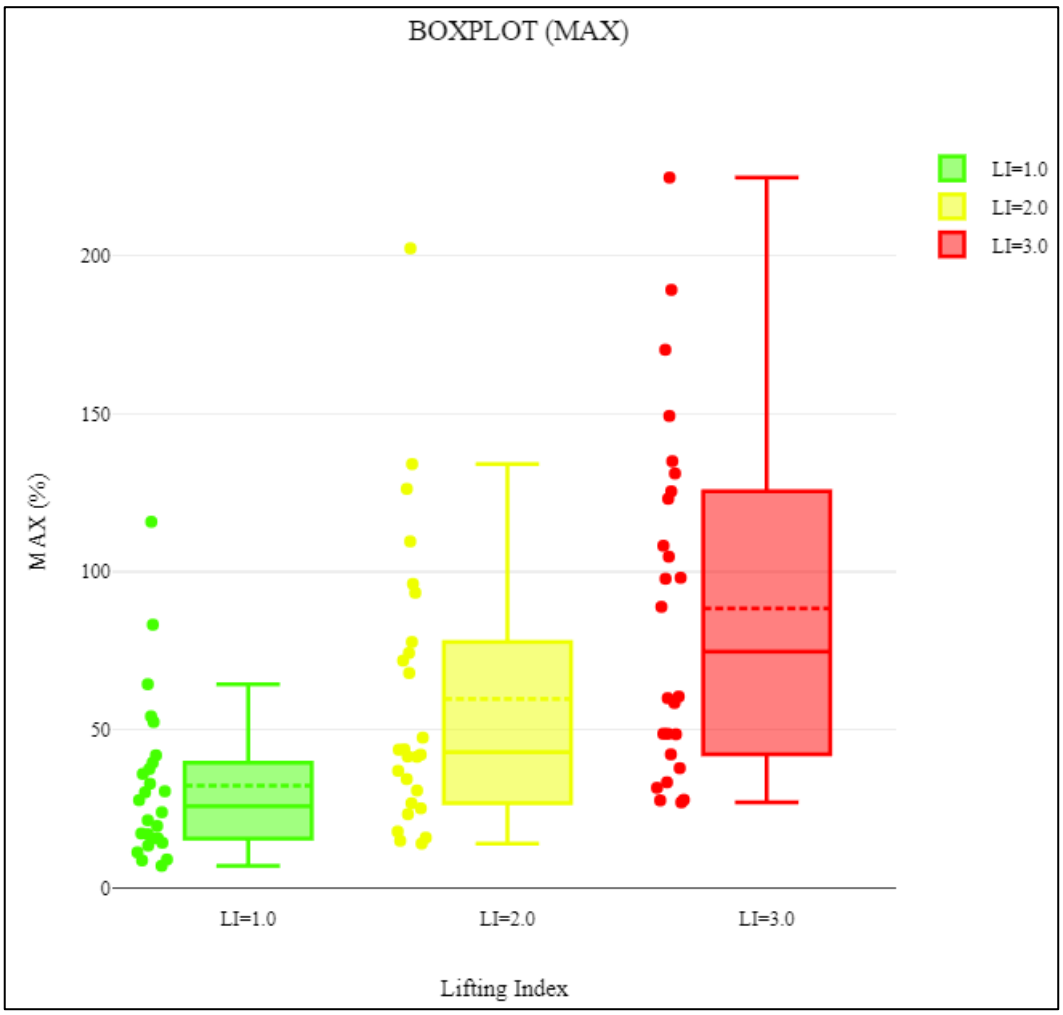


Fig.3.33: *Grafico Boxplot dei valori di picco (MAX) medi, dei 26 partecipanti, associati ai task aventi livelli di rischio differenti (LI = 1.0; LI =2.0; LI = 3.0). Elaborazione comprendente media (linea tratteggiata), mediana (linea continua), primo e terzo quartile, valore massimo e minimo ed outliers. I puntini rappresentano i singoli dati*

Le mediane ottenute dai valori di picco (MAX) medi (raccolti per ciascuno dei 26 soggetti), vedi *Fig. 3.32 e 3.33,* mostrano "visivamente" una tendenza di aumento all'aggravarsi del livello di rischio associato al task di sollevamento svolto. La medesima osservazione può essere ripetuta per quanto riguarda i valori assunti dalla media, la quale è più sensibile alla presenza di dati "anomali", vedi *Fig. 3.31 e 3.33.* La deviazione standard, che indica "mediamente" quanto i valori di una popolazione si discostino dalla loro media, assume quote importanti. Di conseguenza non è possibile affermare l'esistenza di un valore massimo "puntuale" del segnale elettromiografico normalizzato (%) associato ad uno specifico Lifting Index.

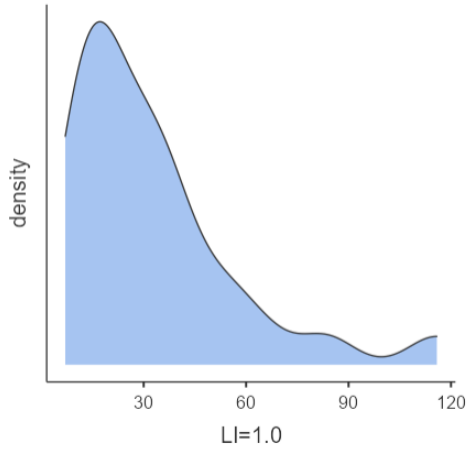


Fig.3.34: *Grafico riportante la distribuzione dei valori di picco (MAX) medi associati ad un task di sollevamento con LI pari a 1.0. Sull'asse x è riportato il valore di picco del segnale EMGs normalizzato (%); sull'asse y è rappresentata la numerosità. Elaborazione di "Jamovi"*

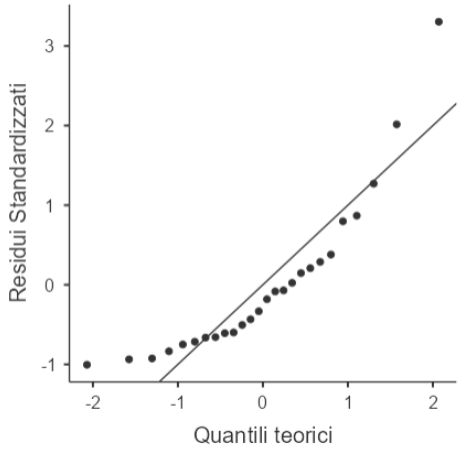


Fig.3.35: *Grafico Q-Q plot dei valori di picco (MAX) medi associati ad un task di sollevamento con LI pari a 1.0. Elaborazione di "Jamovi"*

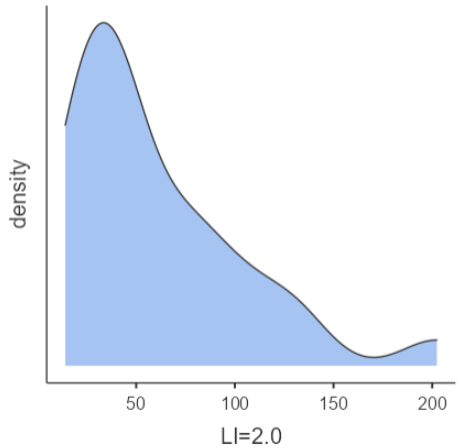


Fig.3.36: *Grafico riportante la distribuzione dei valori di picco (MAX) medi associati ad un task di sollevamento con LI pari a 2.0. Sull'asse x è riportato il valore di picco del segnale EMGs normalizzato (%); sull'asse y è rappresentata la numerosità. Elaborazione di "Jamovi"*

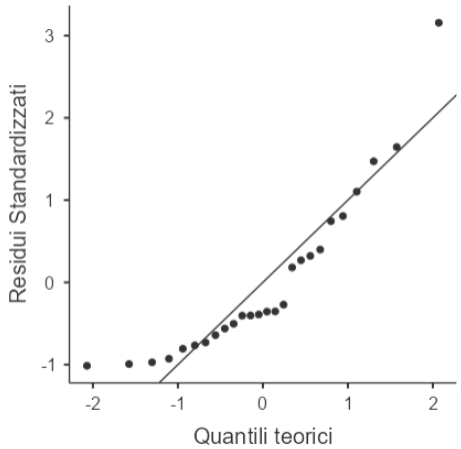


Fig.3.37: *Grafico Q-Q plot dei valori di picco (MAX) medi associati ad un task di sollevamento con LI pari a 2.0. Elaborazione di "Jamovi"*

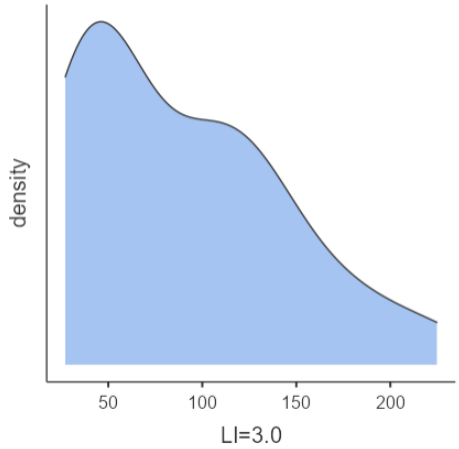


Fig.3.38: *Grafico riportante la distribuzione dei valori di picco (MAX) medi associati ad un task di sollevamento con LI pari a 3.0. Sull'asse x è riportato il valore di picco del segnale EMGs normalizzato (%); sull'asse y è rappresentata la numerosità. Elaborazione di "Jamovi"*

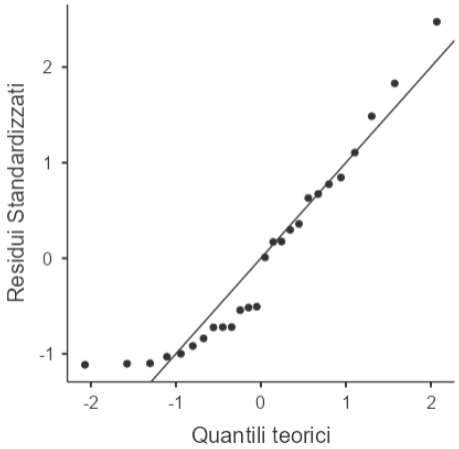


Fig.3.39: *Grafico Q-Q plot dei valori di picco (MAX) medi associati ad un task di sollevamento con LI pari a 3.0. Elaborazione di "Jamovi"*

In *Tab. 3.5*, è possibile notare come la distribuzione dei valori di picco medi dei 26 partecipanti sia non normale in tutti e tre i task di sollevamento associati a Lifting Index differenti (valore della statistica "*W*" vicino a 1,00 e p-value < 0,05). A conferma di ciò, i grafici rappresentati dalle *Fig. 3.34, 3.36 e 3.38* riportano una forma non assimilabile ad una curva a campana o gaussiana, tipica di una distribuzione normale, e i grafici Q-Q plot, vedi *Fig. 3.35, 3.37 e 3.39*, presentano dei dati che non si dispongono correttamente su una retta.

Test di Friedman ed analisi post - hoc

L'obiettivo di questa trattazione consiste nello stabilire se la "Low back belt" ideata da Myontec LTD (fascia lombare con elettrodi tessili incorporati, utili al rilevamento del segnale elettromiografico di superficie) sia in grado di discriminare task di sollevamento a cui sono associati Lifting Index differenti, attraverso l'elaborazione dei dati restituiti. In sostanza, la domanda che ci si è posti durante la progettazione di questo studio è stata: "i parametri di "root mean square", valore medio rettificato e valore di picco, ottenuti a partire dai segnali elettromiografici normalizzati, presentano delle differenze all'aumentare dell'indice di rischio associato alla movimentazione manuale di un carico?". Per arrivare ad ottenere una prima risposta a tale quesito, si è deciso di sottoporre i dati raccolti al test di Friedman, in virtù delle seguenti motivazioni:

- il test di Friedman pone come ipotesi nulla l'uguaglianza delle mediane delle popolazioni trattate, viceversa l'ipotesi alternativa afferma che non tutte le mediane sono statisticamente identiche. In questo modo, il risultato del test permette di osservare se i

valori dei parametri EMGs elaborati differiscano tra loro all'aumentare del Lifting Index associato alla prova di sollevamento;

- il test di Friedman è utilizzato per analizzare esperimenti in cui ogni partecipante è sottoposto a tutti i trattamenti o condizioni da investigare (campioni dipendenti). Questo lavoro di tesi prevede, infatti, che ciascun soggetto svolga le tre diverse tipologie di task connotate da Lifting Index crescenti (LI = 1.0, LI = 2.0 e LI = 3.0). Il test di Friedman può essere utilizzato ove il numero di condizioni applicate ai partecipanti sia maggiore di due, come nel caso in essere;
- il test di Friedman è un test statistico non parametrico. Questa tipologia di test viene utilizzata qualora non si abbiano informazioni sulla tipologia di distribuzione dei campioni o non si possano fare assunzioni di normalità, come nello studio in oggetto (vedi *Tab. 3.3, 3.4 e 3.5*).

Il test di Friedman, analogo non parametrico dell'ANOVA a una via per misure ripetute, è stato proposto da Milton Friedman nel 1937 ("*The use of ranks to avoid the assumptions of normality implicit in the analysis of variance*"). Il test si basa sul concetto dei ranghi: a partire da un insieme di osservazioni determinate da misure di tipo quantitativo, quest'ultime vengono ordinate in maniera crescente e, successivamente, sostituite da un numero consecutivo crescente (per l'appunto denominato rango). In particolare, il rango è attribuito alle "risposte" derivanti dalle diverse prove sostenute da ciascun partecipante, senza tenere conto degli altri soggetti presenti nello studio. Quindi, se ogni soggetto è sottoposto a tre diverse condizioni di sollevamento (LI = 1.0, LI = 2.0 e LI =3.0), il numero di ranghi utilizzati sarà pari al numero di quest'ultime (k = 3), indifferentemente dalla numerosità delle osservazioni (N = 26). L'ipotesi nulla del test (uguaglianza delle mediane delle popolazioni coinvolte; le diverse condizioni di sollevamento non portano a "risposte" differenti) verrebbe confermata se in ciascun partecipante i ranghi fossero distribuiti casualmente e se per le tre tipologie di task a LI crescente le somme dei ranghi assumessero valori analoghi. La statistica di Friedman è denominata "*Fr*" e per calcolarla è necessario applicare la seguente formula semplificata:

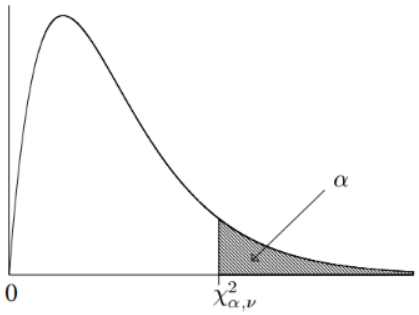
$$Fr = \left[\frac{12}{N * k(k+1)} * \sum R^2\right] - 3 * N(k+1)$$

dove:

- N = numero dei soggetti;
- k = numero di condizioni/trattamenti a cui è sottoposto il soggetto;
- R^2 = sommatoria dei quadrati dei totali dei ranghi di ogni condizione/trattamento a cui sono sottoposti i soggetti.

Per campioni di grandi dimensioni, e ciò rispecchia la situazione di questo caso studio, la statistica di Friedman si distribuisce approssimativamente come il χ^2 con gradi di libertà $k - 1$; $Fr \sim \chi^2 (k - 1)$. Il valore ottenuto a partire dalla formula precedentemente riportata viene, quindi, confrontato con i valori critici tabellati per la distribuzione del χ^2, a seconda dei gradi di libertà (υ) individuati e alla probabilità (α) scelta di commettere un errore di I tipo (vedi *Tab. 3.6*).

$P(\chi^2 \geq \chi^2_{\alpha,\nu}) = \alpha$



ν	0.20	0.10	0.05	0.025	0.01	0.005	0.001	0.0005	0.0001
1	1.6424	2.7055	3.8415	5.0239	6.6349	7.8794	10.8274	12.1153	15.1343
2	3.2189	4.6052	5.9915	7.3778	9.2104	10.5965	13.8150	15.2014	18.4247
3	4.6416	6.2514	7.8147	9.3484	11.3449	12.8381	16.2660	17.7311	21.1040
4	5.9886	7.7794	9.4877	11.1433	13.2767	14.8602	18.4662	19.9977	23.5064
5	7.2893	9.2363	11.0705	12.8325	15.0863	16.7496	20.5147	22.1057	25.7507
6	8.5581	10.6446	12.5916	14.4494	16.8119	18.5475	22.4575	24.1016	27.8527
7	9.8032	12.0170	14.0671	16.0128	18.4753	20.2777	24.3213	26.0179	29.8814
8	11.0301	13.3616	15.5073	17.5345	20.0902	21.9549	26.1239	27.8674	31.8268
9	12.2421	14.6837	16.9190	19.0228	21.6660	23.5893	27.8767	29.6669	33.7247
10	13.4420	15.9872	18.3070	20.4832	23.2093	25.1881	29.5879	31.4195	35.5572
11	14.6314	17.2750	19.6752	21.9200	24.7250	26.7569	31.2635	33.1382	37.3647
12	15.8120	18.5493	21.0261	23.3367	26.2170	28.2997	32.9092	34.8211	39.1306
13	16.9848	19.8119	22.3620	24.7356	27.6882	29.8193	34.5274	36.4768	40.8735
14	18.1508	21.0641	23.6848	26.1189	29.1412	31.3194	36.1239	38.1085	42.5752
15	19.3107	22.3071	24.9958	27.4884	30.5780	32.8015	37.6978	39.7173	44.2596
16	20.4651	23.5418	26.2962	28.8453	31.9999	34.2671	39.2518	41.3077	45.9255
17	21.6146	24.7690	27.5871	30.1910	33.4087	35.7184	40.7911	42.8808	47.5591
18	22.7595	25.9894	28.8693	31.5264	34.8052	37.1564	42.3119	44.4337	49.1853
19	23.9004	27.2036	30.1435	32.8523	36.1908	38.5821	43.8194	45.9738	50.7873
20	25.0375	28.4120	31.4104	34.1696	37.5663	39.9969	45.3142	47.4977	52.3832
21	26.1711	29.6151	32.6706	35.4789	38.9322	41.4009	46.7963	49.0096	53.9599
22	27.3015	30.8133	33.9245	36.7807	40.2894	42.7957	48.2676	50.5105	55.5244
23	28.4288	32.0069	35.1725	38.0756	41.6383	44.1814	49.7276	51.9995	57.0668
24	29.5533	33.1962	36.4150	39.3641	42.9798	45.5584	51.1790	53.4776	58.6071
25	30.6752	34.3816	37.6525	40.6465	44.3140	46.9280	52.6187	54.9475	60.1360
26	31.7946	35.5632	38.8851	41.9231	45.6416	48.2898	54.0511	56.4068	61.6666
27	32.9117	36.7412	40.1133	43.1945	46.9628	49.6450	55.4751	57.8556	63.1660
28	34.0266	37.9159	41.3372	44.4608	48.2782	50.9936	56.8918	59.2990	64.6561
29	35.1394	39.0875	42.5569	45.7223	49.5878	52.3355	58.3006	60.7342	66.1524
30	36.2502	40.2560	43.7730	46.9792	50.8922	53.6719	59.7022	62.1600	67.6230
35	41.7780	46.0588	49.8018	53.2033	57.3420	60.2746	66.6192	69.1975	74.9253
40	47.2685	51.8050	55.7585	59.3417	63.6908	66.7660	73.4029	76.0963	82.0551
45	52.7288	57.5053	61.6562	65.4101	69.9569	73.1660	80.0776	82.8734	89.0704
50	58.1638	63.1671	67.5048	71.4202	76.1538	79.4898	86.6603	89.5597	95.9713
55	63.5772	68.7962	73.3115	77.3804	82.2920	85.7491	93.1671	96.1607	102.7735
60	68.9721	74.3970	79.0820	83.2977	88.3794	91.9518	99.6078	102.6971	109.4967
70	79.7147	85.5270	90.5313	95.0231	100.4251	104.2148	112.3167	115.5766	122.7443
80	90.4053	96.5782	101.8795	106.6285	112.3288	116.3209	124.8389	128.2636	135.7728
90	101.0537	107.5650	113.1452	118.1359	124.1162	128.2987	137.2082	140.7804	148.6198
100	111.6667	118.4980	124.3421	129.5613	135.8069	140.1697	149.4488	153.1638	161.3297
150	164.3492	172.5812	179.5806	185.8004	193.2075	198.3599	209.2652	213.6135	223.1209
200	216.6088	226.0210	233.9942	241.0578	249.4452	255.2638	267.5388	272.4220	283.0448

Tab. 3.6: *Tavola riportante i valori critici della distribuzione del Chi – Quadrato*

Qualora il valore della statistica di Friedman calcolato (*Fr*) sia maggiore del valore critico della distribuzione del Chi – Quadrato (χ^2) individuato, si rifiuta l'ipotesi nulla e si accetta quella alternativa: le mediane delle popolazioni tra loro confrontate non sono tutte statisticamente uguali.

Qui di seguito (*Tab. 3.7*) si riportano i risultati del test di Friedman applicato ai valori di "root mean square" (RMS), valore medio rettificato (ARV) e valore di picco (MAX) del segnale elettromiografico normalizzato (%) relativo ad ognuna delle tre tipologie di sollevamento analizzate (LI = 1.0; LI =2.0; LI = 3.0), calcolati per ciascuno dei 26 soggetti coinvolti.

Friedman (RMS)			Friedman (ARV)			Friedman (MAX)		
Fr	**gdl**	**p**	**Fr**	**gdl**	**p**	**Fr**	**gdl**	**p**
40.4	2	< .001	36.0	2	< .001	48.3	2	< .001

Tab. 3.7: *Tabelle riportanti i risultati del test di Friedman applicato ai valori di "root mean square" (RMS), valore medio rettificato (ARV) e valore di picco (MAX) del segnale elettromiografico normalizzato. In tabella sono presenti la statistica di Friedman "Fr" con distribuzione assimilabile al Chi – Quadrato (χ2), i gradi di libertà ed il p-value. Elaborazione di "Jamovi"*

Il valore critico del Chi – Quadrato (χ^2) a 2 gradi di libertà ($k = 3$), individuato nella *Tab. 3.6*, è:

- pari a 5,9915 alla probabilità α di 0,05
- pari a 9,2104 alla probabilità α di 0,01
- pari a 13,8150 alla probabilità α di 0,001

Essendo "*Fr*" calcolato ampiamente inferiore al valore critico (χ^2), è quindi possibile constatare che, con una probabilità di errore di I tipo* inferiore a 0,001 (p – value < 0,001), il test rifiuta l'ipotesi nulla e accetta l'ipotesi alternativa, in tutte e tre le casistiche (RMS, ARV e MAX). Di conseguenza, le mediane dei parametri del segnale elettromiografico normalizzato (%) nelle tre tipologie di sollevamento analizzate (LI = 1.0; LI =2.0; LI = 3.0) non sono tra loro tutte statisticamente uguali.

La "significatività statistica" (associata al valore di p - value) attesta che un determinato "effetto" esiste, ma non è in grado di determinarne la dimensione (inoltre, può essere influenzata dalla numerosità del campione). Per questo motivo, all'interno di uno studio ricopre un'elevata importanza l'indicazione dell'effect size, il quale è definibile come misura statistica della dimensione dell'effetto (ad esempio relativo a una differenza tra gruppi). Per il test di Friedman, l'effect size viene calcolato utilizzando il coefficiente di concordanza di Kendall (W), la cui formula è la seguente:

$$W = \frac{\chi 2}{N * (k - 1)}$$

dove per χ^2 (Chi – Quadrato) è intesa la statistica "*Fr*" di Friedman calcolata; $Fr \sim \chi^2 (k - 1)$.

* Per errore di I tipo si intende la probabilità di rigettare l'ipotesi nulla del test quando essa in realtà è vera.

Il coefficiente di concordanza di Kendall è utilizzato per verificare l'accordo tra più soggetti (ad esempio, al fine di valutare se più soggetti "rispondono" allo stesso modo a determinati trattamenti/condizioni). Il valore di "*W*" che si può ottenere varia da 0,00 a 1,00, in cui 1,00 indica che tutti i soggetti hanno risposto nel medesimo modo ai trattamenti/condizioni a loro sottoposti (completo accordo). Al fine di dimensionare l'effetto del test di Friedman attraverso il valore di "*W*", viene di norma utilizzata l'interpretazione di Cohen *(Cohen, 1992)*, riportata in *Tab. 3.8*.

ES Indexes and Their Values for Small, Medium, and Large Effects

Test	ES index	Effect size		
		Small	Medium	Large
1. m_A vs. m_B for independent means	$d = \frac{m_A - m_B}{\sigma}$	.20	.50	.80
2. Significance of product–moment r	r	.10	.30	.50
3. r_A vs. r_B for independent rs	$q = z_A - z_B$ where z = Fisher's z	.10	.30	.50
4. P = .5 and the sign test	$g = P - .50$	.05	.15	.25
5. P_A vs. P_B for independent proportions	$h = \phi_A - \phi_B$ where ϕ = arcsine transformation	.20	.50	.80
6. Chi-square for goodness of fit and contingency	$w = \sqrt{\sum_{i=1}^{k} \frac{(P_{1i} - P_{0i})^2}{P_{0i}}}$	.10	.30	.50
7. One-way analysis of variance	$f = \frac{\sigma_m}{\sigma}$	.10	.25	.40
8. Multiple and multiple partial correlation	$f^2 = \frac{R^2}{1 - R^2}$	.02	.15	.35

Note. ES = population effect size.

Tab. 3.8: *indici di effect size e loro valori per effetti piccoli, medi e grandi. Fonte: Cohen, 1992*

Seguendo la *Tab. 3.8*, ad un valore di "*W*" pari a 0,10 è associato un effetto basso, ad un valore di "*W*" pari a 0,30 un effetto medio e, infine, ad un valore di "*W*" pari a 0,50 un effetto elevato.

	Fr	***W***
RMS	40,4	0,78
ARV	36,0	0,69
MAX	48,3	0,93

Tab. 3.9: *In tabella sono riportati i valori della statistica di Friedman "Fr" (vedi Tab 3.7) e del coefficiente di concordanza di Kendall "W" calcolati*

Dalla *Tab. 3.9* si evince che i risultati del test di Friedman, applicato ai valori di "root mean square" (RMS), valore medio rettificato (ARV) e valore di picco (MAX) del segnale elettromiografico normalizzato (%) relativo ad ognuna delle tre tipologie di sollevamento analizzate (LI = 1.0; LI =2.0; LI = 3.0), mostrano un effect size largo ($W > 0{,}50$); la differenza tra le mediane rilevata dal test è elevata.

Dopo aver rifiutato l'ipotesi nulla del test di Friedman, i confronti multipli (analisi post – hoc) permettono di identificare quali siano le condizioni che portano ad una "risposta" diversa nei soggetti (nel caso in esame, consente di valutare dove è presente una differenza statistica nelle mediane dei parametri del segnale elettromiografico normalizzato misurati nei task di sollevamento con LI pari a 1.0, 2.0 e 3.0). I confronti a coppie sono stati eseguiti mediante il test di Durbin – Conover, proposto dal software "Jamovi". Con questa tipologia di test, vengono, però, verificate più ipotesi contemporaneamente, aumentando la probabilità di commettere un errore di tipo I. Per questo motivo, si è deciso di applicare la correzione di Bonferroni (metodo conservativo), la quale verifica ogni singola ipotesi ad un livello di significatività pari al rapporto tra l'α prescelto ed il numero di ipotesi (m). In questa trattazione ($\alpha = 0{,}05$ e $m = 3$) il livello di significatività sarà quindi pari a:

$$\alpha = \frac{0{,}05}{3} = 0{,}017$$

A seguire, si riportano i risultati ottenuti dai test di confronti a coppie di Durbin – Conover (*Tab. 3.10*).

Confronti a Coppie, Durbin-Conover (RMS)

			Statistiche	p
LI=1.0	-	LI=2.0	8.63	< .001
LI=1.0	-	LI=3.0	12.95	< .001
LI=2.0	-	LI=3.0	4.32	< .001

Confronti a Coppie, Durbin-Conover (ARV)

			Statistiche	p
LI=1.0	-	LI=2.0	7.35	< .001
LI=1.0	-	LI=3.0	10.30	< .001
LI=2.0	-	LI=3.0	2.94	0.005

Confronti a Coppie, Durbin-Conover (MAX)

			Statistiche	p
LI=1.0	-	LI=2.0	14.3	< .001
LI=1.0	-	LI=3.0	25.5	< .001
LI=2.0	-	LI=3.0	11.2	< .001

Tab. 3.10: *Tabelle riportanti i risultati dei confronti multipli tra i valori dei parametri (RMS/ARV/MAX) ottenuti nei tre task di sollevamento con LI pari a 1.0, 2.0 e 3.0. Nelle tre tabelle sono, inoltre, riportati i valori della statistica del test di Durbin – Conover e il p – value. Elaborazione di "Jamovi"*

Le tabelle (vedi *Tab. 3.10*) mostrano come in tutte e tre le casistiche (utilizzo del parametro RMS, ARV o MAX), è presente una differenza statisticamente significativa tra le mediane dei parametri del segnale elettromiografico normalizzato nelle tre tipologie di sollevamento analizzate (LI = 1.0; LI =2.0; LI = 3.0). In particolar modo, la differenza maggiore si rileva confrontando i Lifting Index pari a 1.0 e 3.0, i quali indicano rispettivamente il livello di rischio più basso e più alto. La probabilità di errore di I tipo è inferiore a 0,001 (ad eccezione del confronto tra i valori del parametro ARV ottenuti nei compiti di sollevamento con Lifting Index pari a 2.0 e 3.0; p – value pari a 0,005, in ogni caso ampiamente inferiore al valore di α prefissato).

Riepilogo dei risultati

Per una più rapida lettura, si riportano i risultati ottenuti dall'analisi statistica:

- Risultati analisi statistica, "root mean square" (RMS):

Il test di Friedman è stato eseguito al fine di esaminare come tre compiti di sollevamento con Lifting Index differente (LI pari a 1.0, 2.0 e 3.0) influenzassero il valore del parametro "root mean square" (RMS) elaborato a partire dal segnale elettromiografico normalizzato (%) registrato. Il LI associato al sollevamento ha avuto un effetto significativo sul valore di RMS calcolato; $Fr \sim \chi^2$ (*2*) = 40,4, p – value < 0,001, Kendall's *W* = 0,78 (effect size elevato).

I confronti a coppie utilizzando il test Durbin-Conover hanno indicato che i valori di RMS ottenuti dal task di sollevamento con LI pari a 1.0 (*M* = 23,9, *Mdn* = 18,8) erano statisticamente differenti rispetto a quelli ottenuti da un sollevamento con LI pari a 2.0 (*M* = 40,1, *Mdn* = 29,7) (p – value < 0,001) e da quelli derivanti da un sollevamento con LI pari a 3.0 (*M* = 48,3, *Mdn* = 41,4) (p – value < 0,001). Inoltre, anche i valori di RMS legati ad un compito di sollevamento con LI pari a 2.0 sono risultati statisticamente diversi rispetto a quelli ottenuti da un compito di sollevamento con LI pari a 3.0 (p – value < 0,001).

- Risultati analisi statistica, valore medio rettificato (ARV):

Il test di Friedman è stato eseguito al fine di esaminare come tre compiti di sollevamento con Lifting Index differente (LI pari a 1.0, 2.0 e 3.0) influenzassero il valore del parametro ARV (valore medio rettificato) elaborato a partire dal segnale elettromiografico normalizzato (%) registrato. Il LI associato al sollevamento ha avuto un effetto significativo sul valore di ARV calcolato; $Fr \sim \chi^2$ (*2*) = 36,0, p – value < 0,001, Kendall's *W* = 0,69 (effect size elevato).

I confronti a coppie utilizzando il test Durbin-Conover hanno indicato che i valori di ARV ottenuti dal task di sollevamento con LI pari a 1.0 (*M* = 23,4, *Mdn* = 18,2) erano statisticamente differenti rispetto a quelli ottenuti da un sollevamento con LI pari a 2.0 (*M* = 38,5, *Mdn* = 27,7) (p – value < 0,001) e da quelli derivanti da un sollevamento con LI pari a 3.0 (*M* = 43,9, *Mdn* = 36,2) (p – value < 0,001). Inoltre, anche i valori di ARV legati ad un compito di sollevamento con LI pari a 2.0 sono risultati statisticamente diversi, seppur con un'entità inferiore, rispetto a quelli ottenuti da un compito di sollevamento con LI pari a 3.0 (p – value = 0,005).

- Risultati analisi statistica, valore di picco del segnale EMGs normalizzato (MAX):

Il test di Friedman è stato eseguito al fine di esaminare come tre compiti di sollevamento con Lifting Index differente (LI pari a 1.0, 2.0 e 3.0) influenzassero il valore di picco del segnale elettromiografico normalizzato (MAX) registrato. Il LI associato al sollevamento ha avuto un effetto significativo sul valore MAX calcolato; $Fr \sim \chi^2$ (*2*) = 48,3, p – value < 0,001, Kendall's *W* = 0,93 (effect size elevato).

I confronti a coppie utilizzando il test Durbin-Conover hanno indicato che i valori di MAX ottenuti dal task di sollevamento con LI pari a 1.0 (*M* = 32,4, *Mdn* = 25,9) erano statisticamente differenti rispetto a quelli ottenuti da un sollevamento con LI pari a 2.0 (*M* = 59,8, *Mdn* = 43,0) (p – value < 0,001) e da quelli derivanti da un sollevamento con LI pari a 3.0 (*M* = 88,5, *Mdn* = 74,8) (p – value < 0,001). Inoltre, anche i valori di MAX legati ad un compito di sollevamento con LI pari a 2.0 sono risultati statisticamente diversi rispetto a quelli ottenuti da un compito di sollevamento con LI pari a 3.0 (p – value < 0,001).

3.4. DISCUSSIONE E CONCLUSIONI

In questo studio esplorativo, mediante l'utilizzo di una fascia lombare con "elettrodi tessili" utili al rilevamento del segnale EMGs, è stata analizzata l'attività muscolare dei muscoli lombo – sacrali durante la libera esecuzione di task dinamici di sollevamento associati a indici di rischio crescenti (Lifting Index pari a 1.0, 2.0, 3.0). In particolar modo, è stato esaminato il comportamento dei parametri di "root mean square" (RMS), valore medio rettificato (ARV) e valore di picco (MAX), del segnale elettromiografico normalizzato, all'aggravarsi del Lifting Index, al fine di valutarne la capacità di discriminazione.

I risultati dell'analisi statistica compiuta mostrano come i parametri RMS, ARV e specialmente MAX siano influenzati dall'indice di rischio del task di sollevamento e che, all'incremento di quest'ultimo, segua un aumento del loro valore (vedi *Fig. 3.15, 3.24, 3.33 e Tab. 3.7*). Inoltre,

tali parametri risultano in grado di discriminare i diversi Lifting Index (1.0, 2.0 e 3.0) tra loro (vedi *Tab. 3.10*).

Da questo lavoro di tesi emerge, quindi, come i parametri di RMS, ARV e MAX, ottenuti dal segnale EMGs normalizzato, siano dei buoni descrittori del maggior "impegno" muscolare conseguente a un aumento dell'indice di rischio da sovraccarico biomeccanico.

I risultati ottenuti sono in linea a quelli riportati in letteratura da studi similari *(Ranavolo et al.,2018b; Varrecchia et al.,2019)*, i quali, però, impiegavano come tecnologia l'elettromiografia di superficie di tipo tradizionale. Appurato ciò, è possibile dedurre come, in un contesto laboratoriale e nelle condizioni di esercizio dello studio, l'elettromiografia di superficie basata su "elettrodi tessili" integrati a capi indossabili porti a degli output che non sembrano discostarsi dai metodi tradizionali, come peraltro confermato in letteratura *(Finni et al.,2007; Colyer et al.,2018)*.

Limitazioni dello studio e futuri sviluppi

I risultati ottenuti in questo studio sono riferiti alle condizioni sperimentali in cui lo stesso è stato eseguito. Per questo motivo, non è possibile affermare con certezza che gli stessi possano essere applicati a contesti lavorativi caratterizzati da movimentazione manuale dei carichi composita o sequenziale. Inoltre, in questa trattazione non è stato considerato il possibile effetto dell'affaticamento muscolare sul segnale elettromiografico superficiale. È utile, però, sottolineare come tale fenomeno sia perlopiù legato ad attività ripetitive o prolungate nel tempo, caratterizzate da un'elevata frequenza di sollevamento, fattore non presente nei task analizzati da questo studio. Al fine di migliorare e integrare l'attuale lavoro di tesi, si suggeriscono alcuni futuri sviluppi:

- analizzare task di sollevamento con i medesimi Lifting Index (LI = 1.0, 2.0 e 3.0), ma aventi diverse caratteristiche (ad esempio, introdurre il fattore asimmetria);
- valutare compiti di movimentazione manuale dei carichi con LI differenti rispetto a quelli investigati (Lifting Index inferiore a 1.0, tra 1.0 e 2.0 e tra 2.0 e 3.0);
- esaminare l'impatto dei fattori legati all'ambiente e/o ai soggetti sui parametri EMGs ottenuti dai task di sollevamento (microclima, spazio di lavoro, velocità di sollevamento, sesso, età, BMI, composizione corporea ecc.);
- individuare una nuova metodica di svolgimento della prova isometrica di massima contrazione volontaria. L'esercizio di riferimento utilizzato in questo studio (*Vera – Garcia et al., 2010*) richiede un'ottima percezione e controllo muscolare per essere eseguito correttamente, risultando eccessivamente complesso per coloro che non hanno

confidenza con l'attività sportiva. A tale scopo, sono già stati analizzati esercizi isometrici di estensione della parte superiore del tronco, i quali però non hanno dato i risultati sperati.

In concomitanza alle precedenti integrazioni proposte, risulta opportuno ricavare, dai risultati ottenuti in questo studio esplorativo, i dati necessari al fine di valutare l'adeguata numerosità campionaria per le future ricerche in questo ambito. Ciò potrebbe rendere possibile l'implementazione di un ipotetico modello di classificazione del rischio basato sul segnale EMGs, come già peraltro proposto in alcuni studi (*Ranavolo et al., 2018b*), vedi *Fig. 3.40*.

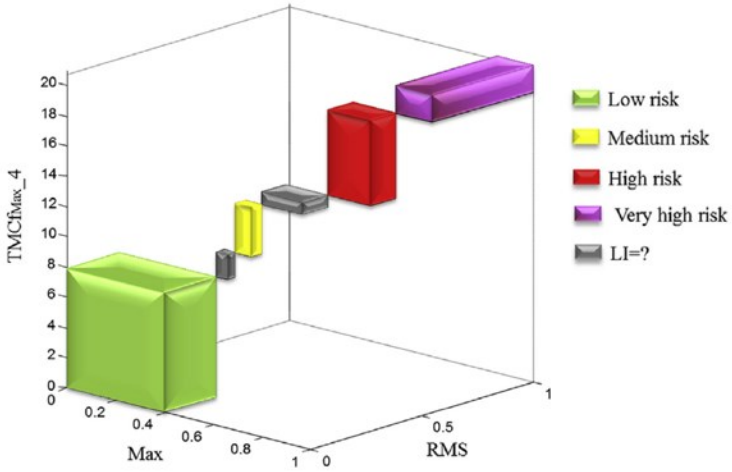


Fig.3.40: *A sEMG – based Lifting Risk Recognition Tool designed by considering three criteria of risk classification (RMS – Max - $TMCf_{Max}$). Fonte: Ranavolo et al., 2018b*

Conclusioni

In questo studio, i risultati mostrano come i parametri di ampiezza del segnale EMGs (vedasi RMS e ARV), nonché il valore di picco (MAX) dello stesso, varino in modo statisticamente significativo in relazione agli indici di rischio (LI) associati alla movimentazione manuale di un carico, fattore correlato all'insorgenza di WLBDs (work-related low back disorders). Tale esito risulta promettente ai fini dell'utilizzo dell'elettromiografia di superficie, basata su "elettrodi tessili" integrati in capi indossabili, nel campo dell'ergonomia occupazionale, al pari della sua controparte "tradizionale". Infatti, sebbene esistano ancora alcune criticità, la tecnologia EMGs analizzata ha dimostrato di essere un buon estimatore del rischio da sovraccarico biomeccanico e potrebbe, quindi, rappresentare un'utile integrazione ai metodi di valutazione del rischio validati a livello internazionale. Successivamente, l'obiettivo, attraverso ulteriori ricerche e ai futuri sviluppi di questa tecnologia, sarà quello di definire uno strumento di risk assessment indipendente, basato su tute con sensori EMGs, avente le seguenti caratteristiche: praticità, oggettività, riproducibilità e applicabilità in ogni condizione di sollevamento.

4. BIBLIOGRAFIA

EU-OSHA (2002), *Introduction to work-related musculoskeletal disorders*. European Agency for Safety and Health at Work. Factsheet 71

Bao S, Howard N, Lin JH (2020), *Are Work-Related Musculoskeletal Disorders Claims Related to Risk Factors in Workplaces of the Manufacturing Industry?* Ann Work Expo Health. 64(2):152-164. Doi: 10.1093/annweh/wxz084

NIOSH (1981), *Work practices guide for manual lifting*. NIOSH Technical report No. 81-122 (U.S. Dept. of Health and Human Services, National Institute for Occupational Safety and Health Cincinnati, OH)

Hartvigsen J, Bakketeig LS, Leboeuf-Yde C, Engberg M, Lauritzen T (2001), *The association between physical workload and low back pain clouded by the "healthy worker" effect: population-based cross-sectional and 5-year prospective questionnaire study*. Spine (Phila Pa 1976). 26(16):1788-92; discussion 1792-3. Doi: 10.1097/00007632-200108150-00011

Waters TR, Baron SL, Piacitelli LA, Anderson VP, Skov T, Haring-Sweeney M, Wall DK, Fine LJ (1999), *Evaluation of the revised NIOSH lifting equation. A cross-sectional epidemiologic study.* Spine 24(4): p 386-394. Doi: 10.1097/00007632-199902150-00019

Waters TR, Lu M, Piacitelli LA, Werren D, Deddens JA (2011), *Efficacy of the revised NIOSH lifting equation to predict low back pain due to to manual lifting: expanded cross sectional analysis.* J Occup Environ Med. 53: 1061-1067. Doi: 10.197//JOM.0b013e31822cfe5e

Garg A, Boda S, Hegmann KT, Moore JS, Kapellusch JM, Bhoyar P, Thiese MS, Merryweather A, Deckow-Schaefer G, Bloswick D, Malloy EJ (2014), *The NIOSH lifting equation and low-back pain, Part 1: Association with low-back pain in the backworks prospective cohort study.* Hum Factors. 56(1):6-28. Doi: 10.1177/0018720813486669

INAIL (2011), *Italian worker's compensation Authority. Annual report 2011. Part IV. Statistics, Accidents and Occupational diseases*

INAIL (2022), *Italian worker's compensation Authority. Annual report 2021. Statistics, analysis of the number of occupational diseases*

Waters TR, Putz-Anderson V, Garg A, Fine LJ (1993), *Revised NIOSH Equation for the Design and Evaluation of Manual Lifting Tasks*. Ergonomics. 36(7): 749-776. Doi: 10.180/001140139308967940

Waters TR, Putz-Anderson V, Garg A (1994), *Application Manual for the Revised NIOSH Lifting Equation*. Cincinnati, OH: U.S. Department of Health and Human Services

Dempsey PG (2002), *Usability of the revised NIOSH lifting equation*. Ergonomics. 45(12): 817-828. Doi: 10.1080/00140130210159977

Ranavolo A, Draicchio F, Varrecchia T, Silvetti A, Iavicoli S (2018a), *Wearable Monitoring Devices for Biomechanical Risk Assessment at Work: Current Status and Future Challenges-A Systematic Review*. Int J Environ Res Public Health. 15(9):2001. Doi: 10.3390/ijerph15092001. Erratum in: Int J Environ Res Public Health. 2018 Nov 16;15(11)

Ranavolo A, Ajoudani A, Cherubini A, Bianchi M, Fritzsche L, Iavicoli S, Sartori M, Silvetti A, Vanderborght B, Varrecchia T, Draicchio F (2020a), *The Sensor-Based Biomechanical Risk Assessment at the Base of the Need for Revising of Standards for Human Ergonomics*. DOI: 10.3390/s20205750

Draicchio F, Silvetti A, Ranavolo A (2011), *Il contributo dell'elettromiografia di superficie (sEMG) alla valutazione del rischio biomeccanico nelle attività industriali*. Med-Lav Erg. 33:3, 226 – 229

Ranavolo A (2021), *Principi di elettromiografia di superficie. Dal potenziale d'azione alle applicazioni nei diversi settori della medicina e dell'ingegneria*. Edizioni Univ. Romane.

Hägg GM, Luttmann A, Jäger M (2000), *Methodologies for evaluating electromyographic field data in ergonomics.* J Electromyogr Kinesiol. 10(5):301-12. Doi: 10.1016/s1050-6411(00)00022-5

Ranavolo A, Varrecchia T, Iavicoli S, Marchesi A, Rinaldi M, Serrao M, Conforto S, Cesarelli M, Draicchio F (2018b), *Surface electromyography for risk assessment in work activities designed using the "revised NIOSH lifting equation".* International Journal of Industrial Ergonomics, Volume 68. Pages 34-45. DOI: 10.1016/j.ergon.2018.06.003

Varrecchia T, De Marchis C, Draicchio F, Schmid M, Conforto S, Ranavolo A (2018), *Lifting activity assessment using surface electromyographic features and neural networks*. International Journal of Industrial Ergonomics 66:1-9. DOI: 10.1016/j.ergon.2018.02.003

Varrecchia T, Ranavolo A, Rotriquenz G, Draicchio F (2019), *Valutazione dell'attività di sollevamento utilizzando le caratteristiche estratte da sensori indossabili.* Journal of advanced Healthcare. Doi: 10.36017/JAHC1912-009

Colyer SL, McGuigan PM (2018), *Textile Electrodes Embedded in Clothing: A Practical Alternative to Traditional Surface Electromyography when Assessing Muscle Excitation during Functional Movements.* J Sports Sci Med. 17(1):101-109

Finni T, Hu M, Kettunen P, Vilavuo T, Cheng S (2007), *Measurement of EMG activity with textile electrodes embedded into clothing*. Physiol Meas. 28(11):1405-19. Doi: 10.1088/0967-3334/28/11/007

INAIL (2017a), *Conoscere il rischio, operazioni di spinta e traino, le tabelle delle malattie professionali*

EU-OSHA (2022), *Prevention of musculoskeletal disorders and psychosocial risks in the workplace: EU strategies and future challenge*. European Agency for Safety and Health at Work

INAIL (2017b), *Italian worker's compensation Authority. Annual report 2016. Statistics, analysis of the number of occupational diseases*

INAIL (2021), *Italian worker's compensation Authority. Annual report 2020. Statistics, analysis of the number of occupational diseases*

ISPESL, De Paoli D, Campo G, Papale A, Magliocchi M G (2009), *L'evoluzione della tutela delle malattie professionali in Italia*

INAIL (2019), *Conoscere il rischio, Movimentazione manuale dei carichi, il decreto legislativo n. 81/08, I rischi da movimentazione manuale dei carichi / Linee guida / La norma tecnica / UNI EN 1005.2, "Manual handling of machinery and component parts of machinery"*

Sesek R, Gilkey D, Drinkaus P, Bloswick DS, Herron R (2003), *Evaluation and quantification of manual materials handling risk factor.* Int J Occup Saf Ergon. 9(3):271-87. Doi: 10.1080/10803548.2003.11076568

Marieb EN, Keller SM (2019), *Elementi di anatomia e fisiologia dell'uomo, Terza edizione italiana*. Anatomia Zanichelli

SENIAM, Hermens HJ, Freriks B, Merletti R, Stegeman D, Blok J, Rau G, Disselhorst-Klug C, Hagg G (2000), *Raccomandazioni Europee per l'Elettromiografia di Superficie, I risultati del progetto SENIAM.* Edizione italiana a cura di Merletti R

Sousa A, Tavares JM (2012), *Surface electromyographic amplitude normalization methods: A review.* Electromyography: New Developments, Procedures and Applications. Chapter V. Nova Science Publishers, Inc

Mirka GA (1991), *The quantification of EMG normalization error*. Ergonomics. 34(3):343-52. Doi: 10.1080/00140139108967318

Bosco C (1997), *La forza muscolare. Aspetti fisiologici ed applicazioni pratiche*. Società Stampa Sportiva

Silvaggi N (2019) *La forza muscolare*. Coni Marche

Vera-Garcia FJ, Moreside JM, McGill SM (2010), *MVC techniques to normalize trunk muscle EMG in healthy women*. J Electromyogr Kinesiol. 20(1):10-6. Doi: 10.1016/j.jelekin.2009.03.010

Draicchio F, Chini G, Marchesi A, Silvetti A, Ranavolo A (2020), *Valutazione tecnico-scientifica con elettromiografia di superficie (sEMG) dell'impegno muscolare di un operatore sanitario durante la movimentazione di un paziente non collaborante con un solleva pazienti*

carrellato e uno a soffitto. Department of Occupational and Enviromental Medicine, Epidemiology and Hygiene, INAIL

Silvetti A, Mari S, Ranavolo A, Forzano F, Iavicoli S, Conte C, Draicchio F (2015), *Kinematic and electromyographic assessment of manual handling on a supermarket green-grocery shelf*. Work. 2015 Jun 5;51(2):261-71. Doi: 10.3233/WOR-141900

Draicchio F, Trebbi M, Mari S, Forzano F, Serrao M, Sicklinger A, Silvetti A, Iavicoli S, Ranavolo A (2012), *Biomechanical evaluation of supermarket cashiers before and after a redesign of the checkout counter*. Ergonomics. 2012;55(6):650-69. Doi: 10.1080/00140139.2012.659762

Ranavolo A, Chini G, Silvetti A, Mari S, Serrao M, Draicchio F (2017), *Myoelectric manifestation of muscle fatigue in repetitive work detected by means of miniaturized sEMG sensors*. Int J Occup Saf Ergon. 2018 Sep;24(3):464-474. Epub 2017 Sep 25. Doi: 10.1080/10803548.2017.1357867

Sundelin G, Hagberg M (1992), *Electromyographic signs of shoulder muscle fatigue in repetitive arm work paced by the Methods-Time Measurement system*. Scand J Work Environ Health. 18(4):262-8. Doi: 10.5271/sjweh.1579

Lin MI, Liang HW, Lin KH, Hwang YH (2004), *Electromyographical assessment on muscular fatigue--an elaboration upon repetitive typing activity*. J Electromyogr Kinesiol. 14(6):661-9. Doi: 10.1016/j.jelekin.2004.03.004

Pigini L, Colombini D, Rabuffetti M, Ferrarin M (2010), *Tecniche di acquisizione ed analisi del segnale elettromiografico per lo studio del sovraccarico biomeccanico occupazionale*. Med Lav. 101, 2:00-00

Ranavolo A, Serrao M, Draicchio F (2020b), *Critical Issues and Imminent Challenges in the Use of sEMG in Return-To-Work Rehabilitation of Patients Affected by Neurological Disorders in the Epoch of Human-Robot Collaborative Technologies*. Front Neurol. 11:572069. Doi: 10.3389/fneur.2020.572069

Scilingo EP, Gemignani A, Paradiso R, Taccini N, Ghelarducci B, De Rossi D (2005), *Performance evaluation of sensing fabrics for monitoring physiological and biomechanical variables*. IEEE Transactions on Information Technology in Biomedicine, vol. 9, no. 3, pp. 345-52. Doi: 10.1109/TITB.2005.854506

Myontec LTD (2020), *Myontec products General User Guide, v. 1.0*

Friedman M (1937), *The use of ranks to avoid the assumptions of normality implicit in the analysis of variance.* Journal of the American Statistical Association. Vol. 32. pp. 675-701

Cohen J (1992), *A power primer*. Psychol Bull. 112(1):155-9. Doi: 10.1037//0033-2909.112.1.155

SITOGRAFIA

INAIL (2022), *Infortuni e malattie professionali, online gli open data Inail del 2022* https://www.inail.it/cs/internet/comunicazione/sala-stampa/comunicati-stampa/com-stampa-open-data-2022.html

INAIL (2023), *Infortuni e malattie professionali, online gli open data Inail del primo quadrimestre 2023* https://www.inail.it/cs/internet/comunicazione/sala-stampa/comunicati-stampa/com-stampa-open-data-aprile-2023.html

ISTITUTO SUPERIORE DI SANITÀ, *La classificazione internazionale ICD* https://www.epicentro.iss.it/mortalita/classificazioneICD

INAIL (2019), *Movimentazione manuale dei carichi - Normativa* https://www.inail.it/cs/internet/attivita/prevenzione-e-sicurezza/conoscere-il-rischio/ergonomia/movimentazione-manuale-dei-carichi.html?id1=2443085355580#anchor

INAIL (2019), *Movimentazione manuale dei carichi – Valutazione del rischio – Equazione RNLE* https://www.inail.it/cs/internet/attivita/prevenzione-e-sicurezza/conoscere-il-rischio/ergonomia/movimentazione-manuale-dei-carichi.html?id1=2443085355588#anchor

ENCICLOPEDIA ONLINE TRECCANI, *usabilità* https://www.treccani.it/enciclopedia/usabilita/#:~:text=usabilit%C3%A0%20Secondo%20la%20norma%20ISO,specifico%20contesto%20d'uso%C2%BB.

MINISTERO DELLA SALUTE, *Calcolo Indice massa corporea - IMC (BMI - Body mass index)* https://www.salute.gov.it/portale/nutrizione/dettaglioIMCNutrizione.jsp?lingua=italiano&id=5479&area=nutrizione&menu=vuoto

NORMATIVA

DECRETO DEL PRESIDENTE DELLA REPUBBLICA 30 giugno 1965, n. 1124. *"Testo unico delle disposizioni per l'assicurazione obbligatoria contro gli infortuni sul lavoro e le malattie professionali"*. Ultimo aggiornamento all'atto pubblicato il 04/05/2023. (GU n.257 del 13-10-1965 - Suppl. Ordinario)

SENTENZA DELLA CORTE COSTITUZIONALE n. 179 del 10-18 febbraio 1988

DECRETO LEGISLATIVO 23 febbraio 2000, n. 38. *"Disposizioni in materia di assicurazione contro gli infortuni sul lavoro e le malattie professionali, a norma dell'articolo 55, comma 1, della legge 17 maggio 1999, n. 144"*. Entrata in vigore del decreto: 16-3-2000. Ultimo aggiornamento all'atto pubblicato il 29/12/2022. (GU n.50 del 01-03-2000)

DECRETO MINISTERIALE 10 giugno 2014. "*Approvazione dell'aggiornamento dell'elenco delle malattie per le quali è obbligatoria la denuncia, ai sensi e per gli effetti dell'art. 139 del Testo Unico approvato con Decreto del Presidente della Repubblica 30 giugno 1965, n. 1124 e successive modificazioni e integrazioni"*. A cura del Ministero del Lavoro e delle Politiche Sociali. (G.U. Serie Generale n. 212 del 12 settembre 2014)

DECRETO MINISTERIALE 9 aprile 2008. *"Nuove tabelle delle malattie professionali nell'industria e nell'agricoltura"*. A cura del Ministero del Lavoro e della Previdenza Sociale. (GU n. 169 del 21-7-2008)

DECRETO LEGISLATIVO 9 aprile 2008, n. 81, Testo coordinato con il D.lgs. 3 agosto 2009, n. 106. *"Testo Unico sulla salute e sicurezza sul lavoro"*. Attuazione dell'articolo 1 della Legge 3 agosto 2007, n. 123 in materia di tutela della salute e della sicurezza nei luoghi di lavoro. (Gazzetta Ufficiale n. 101 del 30 aprile 2008 - Suppl. Ordinario n. 108). (Decreto integrativo e correttivo: Gazzetta Ufficiale n. 180 del 05 agosto 2009 - Suppl. Ordinario n. 142/L)

UNI ISO 11228-1:2022. *"Ergonomia - Movimentazione manuale - Parte 1: Sollevamento, abbassamento e trasporto"*

UNI ISO 11228-2:2009. *"Ergonomia - Movimentazione manuale - Parte 2: Spinta e traino"*

UNI ISO 11228-3:2009. *"Ergonomia - Movimentazione manuale - Parte 3: Movimentazione di bassi carichi ad alta frequenza"*

RINGRAZIAMENTI

Infine, dedico questa pagina a tutti coloro che mi hanno supportato nella redazione del presente lavoro di tesi.

In primis, ringrazio il Relatore Dott. Michele Bordignon per la disponibilità sempre dimostrata e per il suo impegno nell'insegnamento, grazie al quale ho potuto incrementare conoscenze e competenze.

Ringrazio infinitamente Docenti, Tutor universitari, compagni di corso, amici e colleghi per essermi stati a fianco ed aver arricchito il mio percorso formativo.

Per ultima, ma non per importanza, ringrazio tutta la mia famiglia, la quale ha svolto un ruolo fondamentale nella mia crescita personale e nella realizzazione di questo primo traguardo di vita.

Grazie a tutti voi.