

POLITECNICO DI TORINO

Laurea Magistrale in Ingegneria Biomedica



Tesi di Laurea Magistrale

**L'impatto dello stretching sulle manifestazioni
mioelettriche di fatica muscolare negli arti
superiori degli Atleti di Acrobatica Aerea.**

Relatore

Prof. Taian Martins Vieira

Candidata

Federica Sorrentino

ANNO ACCADEMICO 23/24

1. Abstarct

L'acrobatica aerea è una disciplina sportiva che richiede un notevole sviluppo della forza negli arti superiori, con un'attenzione particolare ai muscoli degli avambracci, data la continua sospensione dell'atleta per compiere acrobazie.

Per migliorare la performance e la resistenza degli atleti sono state pensate diverse preparazioni fisiche che potrebbero influenzare la fatica muscolare, che si traduce in una diminuzione della capacità del muscolo di generare forza, e di conseguenza, del tempo di sospensione.

Questo studio ha l'obiettivo di confrontare diverse preparazioni fisiche (warm-up e stretching) precedenti al compito di sospensione su tessuto aereo. Si intende valutare, tramite i segnali sEMG monopolari prelevati, la suscettibilità del muscolo all'affaticamento rilevabile attraverso le manifestazioni mioelettriche di fatica, prima che si manifesti un calo prestazionale. In particolare, si vuole valutare se lo stretching possa portare ad una maggiore variazione delle manifestazioni mioelettriche di fatica.

Diciotto atleti dell'Accademia di acrobatica aerea "Fly Royal Accademy ASD" di Torino, hanno partecipato al progetto, svolgendo l'esercizio di sospensione fino ad esaurimento. Sono state valutate tre preparazioni fisiche: (i) solo riscaldamento, (ii) riscaldamento seguito immediatamente da una sessione di stretching e (iii) dopo 30 minuti di recupero dalla prova (ii).

Per verificare tale ipotesi, sono stati raccolti i segnali elettromiografici di superficie (sEMG), utilizzando una matrice circolare composta da due file di 32 elettrodi posizionata lungo la circonferenza dell'avambraccio. Da tali segnali sono state estratte due metriche, per epoche pari a un secondo: un descrittore di ampiezza, il valore RMS, e un descrittore spettrale, la frequenza mediana. Da queste due metriche vengono estratte le relative pendenze lungo le epoche come descrittori della fatica mioelettrica. In base ai valori di pendenza RMS e MDF per ogni canale della matrice sono state realizzate delle mappe 2D. Le regioni spaziali con la maggiore variazione di RMS e MDF sono state considerate rispettivamente valutando il numero di canali al di sopra del 70% del massimo e al di sotto del 70% del minimo (canali attivi). Da tali regioni sono stati identificate le coordinate del baricentro.

La media delle pendenze, i canali attivi e le coordinate del baricentro di RMS e MDF e i tempi di sospensione sono stati confrontati tra le tre diverse preparazioni fisiche tramite il test non

parametrico di Friedman. Inoltre, è stata valutata la correlazione tra le pendenze di MDF e il tempo di sospensione attraverso un'analisi di correlazione di Spearman.

Le tre diverse preparazioni non hanno portato a differenze statisticamente significative dei tempi di sospensione. Questo implica che il riscaldamento e lo stretching non influenzano le performance degli atleti in sospensione statica su tessuto aereo. Anche i descrittori di fatica mioelettrica non hanno mostrato differenze statisticamente significative rispetto alle tre diverse preparazioni. In questo studio non si evidenzia un coinvolgimento centrale che limita le capacità del muscolo di generare forza dato dallo stretching. Le pendenze di MDF e il tempo di sospensione hanno mostrato una correlazione significativa in tutte le prove. Quindi, considerando la variabilità tra soggetti, una maggiore manifestazione mioelettrica di fatica corrisponde a un minor tempo di sospensione a prescindere dalla preparazione all'esercizio.

Aerial acrobatics is a sport that requires significant upper limb strength development, predominantly of the forearm muscles, due to the continuous suspension of the athlete. To improve the performance and endurance of athletes, various physical preparation techniques have been devised to influence muscle fatigue, which manifests as a decreased ability of the muscle to generate force, consequently leading to a reduced suspension time.

This study aims to compare different physical preparations (warm-up and stretching) that precede suspension tasks performed with the aerial silk. The goal is to evaluate the muscle's susceptibility to fatigue, based on temporal variations in amplitude and spectral descriptors of monopolar, surface electromyograms (EMGs). These changes, observed in absence of declines in performance, are termed myoelectric manifestations of fatigue. Specifically, the study examines whether stretching results in a greater variation in myoelectric manifestations of fatigue.

Eighteen athletes from the "Fly Royal Academy ASD" aerial acrobatics academy in Turin participated in the project, performing the suspension exercise until exhaustion. Three physical preparations were evaluated: (i) warm-up, (ii) warm-up immediately followed by a stretching session, and (iii) after 30 minutes of recovery from trial (ii).

To verify this hypothesis, surface EMGs were collected using a circular array composed of two rows of 32 electrodes each, placed around the circumference of the forearm. From suspension start to failure, EMGs were processed over one-second-long epochs. Two metrics were extracted for each epoch: an amplitude descriptor, the RMS value, and a spectral descriptor, the median frequency (MDF). The angular coefficient of the lines adjusted to these two metrics over epochs, in the least square sense, were extracted as descriptors of myoelectric fatigue. Based on the RMS and MDF slope values for each channel of the array, 2D maps were created. Spatial regions with the greatest variation in RMS and MDF were identified by evaluating the number of channels above 70% of the maximum and below 70% of the minimum (active channels). The centroids of these regions were then identified.

The average slopes, the active channels, centroids of RMS and MDF and the suspension times were compared among the three different physical preparations using the non-parametric Friedman test. Additionally, the correlation between MDF slopes and suspension time was assessed through Spearman's correlation analysis.

The three different preparations did not demonstrate statistically significant differences in suspension times. This implies that warm-up and stretching do not affect athletes' performance in static suspension on aerial silk. Similarly, the descriptors of myoelectric fatigue did not show statistically significant differences across the three different preparations. This study does not highlight central involvement limiting the muscle's ability to generate force due to stretching. Ultimately, the slopes of MDF and suspension time showed a significant correlation in all trials. Therefore, greater myoelectric manifestations of fatigue correspond to shorter suspension times regardless of preparation before the exercise.

Sommario

1. Abstarct.....	3
2 Introduzione.....	9
2.1 Background e Motivazioni.....	9
2.2 Domanda e Oggetto dello studio.....	10
2.3 Ipotesi.....	12
2.4 Contributo della Ricerca	12
2.5 Organizzazione della tesi	12
3. Stato dell'arte.....	14
3.1 Discipline aeree.....	14
3.1.1 Storia dei tessuti aerei	14
3.1.2 Attrezzi	14
3.2.2 Muscoli di interesse.....	15
3.2 Stretching	16
3.3 Elettromiografia	18
3.4 Fatica muscolare	20
3.5 Descrittori EMG	22
4. Materiali e Metodi	25
4.1 Partecipanti	25
4.2 Protocollo Sperimentale.....	25
4.2.1 Fase 1: Misure Antropometriche – Posizionamento degli elettrodi.....	26
4.2.2 Fase 2: Preparazione al task	27
4.2.3 Fase 3: Task di sospensione fino a cedimento	28
4.3 Organizzazione delle prove	30
4.4 Setup sperimentale	31
4.4.1 Sistema di prelievo di segnali sEMG ad alta densità	31
4.4.2 Sistema di sincronizzazione e Generatore di impulsi.....	32
4.4.3 Matrice circolare	33

4.4.4 Registrazione video	34
4.5 Analisi dati e descrizioni delle variabili.....	35
4.6. Analisi statistica	41
5. Risultati.....	42
5.1 Tempo di sospensione.....	42
5.2 Pendenze medie	43
5.3 Numero di canali attivi	44
5.4 Coordinate del centroide	45
5.5 Analisi di correlazione	47
6. Discussione.....	49
7. Conclusioni.....	51
8. Riferimenti.....	52

2 Introduzione

Questo progetto di tesi è stato condotto presso il Laboratorio di Ingegneria del Sistema Neuromuscolare e della Riabilitazione Motoria (LISiN) del Politecnico di Torino, in collaborazione con l'Accademia di acrobatica aerea e danza sospesa "Fly Royal Academy ASD" di Torino.

Lo scopo del capitolo seguente è fornire una panoramica sul lavoro di ricerca condotto, il quale si concentra sullo studio delle manifestazioni mioelettriche di fatica a carico dei muscoli dell'avambraccio durante uno specifico task motorio. Questa sezione descrive il contesto, le motivazioni, gli obiettivi e l'organizzazione della tesi.

2.1 Background e Motivazioni

L'acrobatica aerea è una disciplina sportiva che richiede forza e precisione. Essa prevede l'utilizzo di attrezzi che permettono all'acrobata di rimanere sospeso in aria, realizzando figure artistiche in statica o in dinamica.

La stabilità della presa dell'atleta durante la sospensione dipende sia dal materiale di cui è composto l'attrezzo, sia dal tipo di impugnatura dell'attrezzo. In questo studio, si è deciso di analizzare la sospensione sul tessuto aereo, attrezzo su cui l'atleta fa più difficoltà a mantenere una presa salda e prolungata nel tempo in quanto costituito da un materiale con poco grip. Un'ulteriore difficoltà per l'atleta è data dal fatto che l'orientamento del polso e quindi della mano si allontanano dalla posizione neutra.

Alle difficoltà legate all'attrezzo utilizzato si aggiungono anche limitazioni legate alla fisiologia e all'anatomia dei flessori delle dita che, essendo i muscoli maggiormente coinvolti durante la presa, devono sostenere un carico considerevole. Il fenomeno fisiologico di affaticamento mioelettrico, che si manifesta fin dall'inizio del compito motorio, risulta essere la causa della ridotta capacità di generare forza delle fibre muscolari.

Per ritardare questo fenomeno di affaticamento e preparare i muscoli, i legamenti ed i tendini al task richiesto, viene effettuato il riscaldamento. Esso, infatti, è la fase cruciale di ogni allenamento, ed è essenziale per diversi motivi, tra cui la preparazione fisica e la prevenzione degli infortuni. In primo luogo, il riscaldamento aumenta la temperatura corporea e quella dei muscoli, migliorando l'elasticità muscolare e la flessibilità, riducendo così il rischio di lesioni come strappi muscolari e distorsioni. Inoltre, l'aumento della frequenza cardiaca durante il

riscaldamento migliora la circolazione sanguigna, fornendo più ossigeno e nutrienti ai muscoli, preparandoli meglio per lo sforzo fisico successivo (Woods et al., 2007).

In ambito sportivo, è stato ipotizzato che un altro fattore che possa influire sul tempo di cedimento meccanico della presa sia lo stretching. Esso è spesso svolto all'inizio di ogni allenamento in quanto contribuisce, mediante l'allungamento dei muscoli, a diminuire la probabilità di infortuni combattendo la rigidità muscolare (Halbertsma et al., 2001).

Allo stesso tempo però si ipotizza che queste stesse sessioni di stretching possano indurre cali prestazionali in termini di forza e potenza negli atleti. L'allungamento, infatti, contribuisce ad aumentare le tensioni a carico dell'unità muscolo-tendinea e, riducendo l'attivazione delle unità motorie e la capacità contrattile, porta ad una diminuzione della forza sviluppata.

Dall'analisi della letteratura sono emerse opinioni contrastanti riguardo l'influenza dello stretching nel processo di affaticamento muscolare: alcuni studi sostengono infatti che la diminuzione della rigidità dell'unità muscolo-tendinea è così lieve da non compromettere la capacità del muscolo di sviluppare forza, specialmente se viene eseguito un riscaldamento prima dello stretching (Behm et al., 2004).

Da queste premesse nasce l'interesse di questo lavoro di tesi nello studiare l'influenza dello stretching sulle performance motorie degli acrobati e nell'identificare il protocollo di allenamento migliore che permetta di sostenere il più a lungo possibile l'esercizio di sospensione.

2.2 Domanda e Oggetto dello studio

L'obiettivo dello studio consiste nel confrontare le performance di acrobati in un task di sospensione, preceduto da tre differenti preparazioni fisiche, in particolare:

- Preparazione 1, solo riscaldamento;
- Preparazione 2, riscaldamento immediatamente seguito da una sessione di stretching;
- Preparazione 3, riposo di 30 minuti.

Il task di resistenza consiste nell'afferrare il tessuto con le mani rimanendo a corpo sospeso e a braccia tese fino a cedimento.

Si vuole quindi identificare quale dei tre tipi di preparazione permetta di registrare maggiori tempi di tenuta durante l'esercizio in sospensione. Per farlo si analizzeranno i segnali

elettromiografici acquisiti durante tale task eseguito dopo le tre diverse preparazioni fisiche, ricercando differenze significative che possano dimostrare l'influenza effettiva dello stretching sulle performance.

In particolare, ognuno dei 18 acrobati coinvolti nello studio ha svolto due sessioni di misura in giorni diversi (Figura 1):

- Nella sessione 1 (giorno 1) ha eseguito solo la preparazione 1 seguita dal task di sospensione;
- Nella sessione 2 (giorno 2) inizialmente ha eseguito la preparazione 2 con il suo successivo task, e poi la preparazione 3, in cui ha avuto a disposizione il tempo di recupero prima di rifare l'ulteriore task di tenuta fino a cedimento.

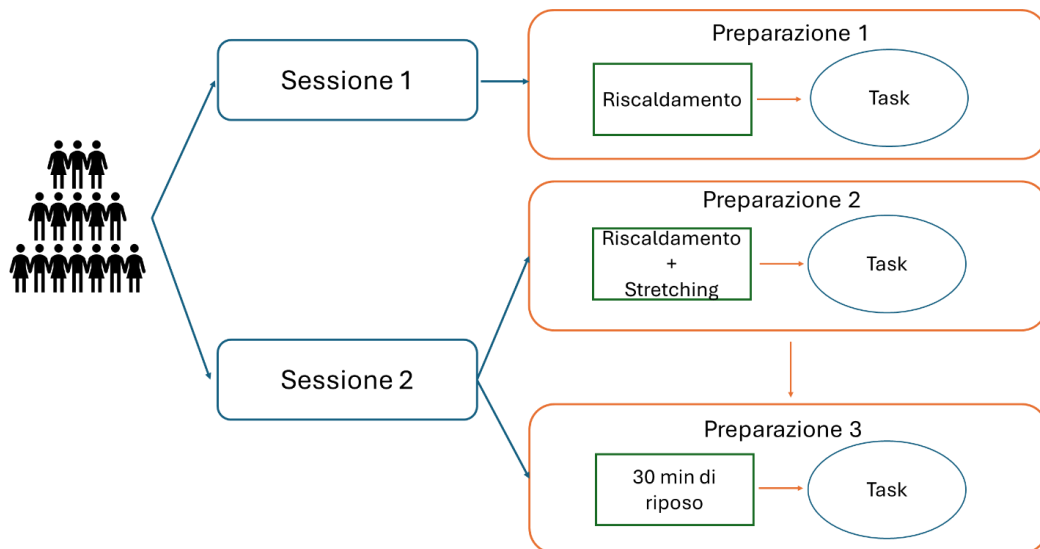


Figura 1: Design dello studio

Per verificare tale ipotesi, sono stati acquisiti i segnali elettromiografici di superficie dai muscoli flessori delle dita, dai quali sono stati estratti i due parametri indicativi del fenomeno di affaticamento mioelettrico:

- Indicatore di ampiezza del segnale, il suo valore quadratico medio (RMS);
- Indicatore del contenuto spettrale del segnale, la frequenza mediana della densità spettrale di potenza del segnale (MDF).

2.3 Ipotesi

Poiché in letteratura si è osservato che le sessioni di stretching eseguite prima di attività sportive inducano cali nelle prestazioni, l'ipotesi di partenza è che emerga una differenza significativa nei parametri di affaticamento mioelettrico durante l'esercizio di resistenza confrontando la due diverse preparazioni di solo riscaldamento e riscaldamento - stretching.

Si è inoltre ipotizzato che i tempi di sospensione a seguito del solo riscaldamento (preparazione 1) e quelli a seguito del rest (preparazione 3) risultino confrontabili in quanto in quest'ultimo caso l'effetto dello stretching della preparazione 2 andrebbe ad annullarsi a seguito del riposo.

Ci si aspetta inoltre una diminuzione del tempo di sospensione con l'aggiunta dello stretching (preparazione 2) poiché ci si aspetta una maggiore variazioni dei descrittori elettromiografici.

2.4 Contributo della Ricerca

Il principale contributo alla ricerca di questo lavoro di tesi risiede nell'interesse a comprendere l'entità dell'influenza dello stretching sulla performance motoria degli acrobati. Ciò potrebbe permettere di individuare la preparazione fisica ottimale nel caso in cui sia richiesto all'atleta di svolgere una performance di lunga durata a livello competitivo o di esibizione. Inoltre, lo studio dei segnali elettromiografici superficiali dei muscoli dell'avambraccio contribuirà a identificare in modo accurato le zone di maggior attivazione muscolare durante il task di resistenza, da eventualmente potenziare in caso di necessità.

2.5 Organizzazione della tesi

Questa tesi è organizzata in sei capitoli principali:

➤ **Sommario:**

Il sommario offre una panoramica sintetica dei principali argomenti trattati e dei punti chiave della tesi.

➤ **Introduzione:**

Introduzione del progetto di tesi, fornisce una panoramica generale sull'argomento, le motivazioni, il razionale, l'ipotesi che hanno portato allo sviluppo di essa

➤ **Stato dell'arte:**

Lo stato dell'arte fornisce una panoramica delle conoscenze e delle ricerche più recenti e rilevanti sull'argomento preso in esame: Discipline aeree, stretching, elettromiografia, fatica muscolare e i descrittori di fatica mioelettrica EMG.

➤ **Materiali e metodi:**

Vengono descritti i criteri di inclusione usati per selezionare i partecipanti allo studio, il protocollo effettuato, la strumentazione utilizzata ed infine le metodologie di analisi dati eseguite.

➤ **Risultati:**

Presenta i risultati ottenuti dalle valutazioni sperimentali, inclusa la valutazione dei descrittori RMS, MDF e il tempo di sospensione.

➤ **Conclusioni:**

Riassume i principali risultati e le conclusioni tratte dalla ricerca, evidenziando i successi e i contributi della tesi.

➤ **Bibliografia:**

Infine, la bibliografia elenca le fonti citate nella tesi, garantendo la credibilità e il rigore accademico della ricerca.

3. Stato dell'arte

3.1 Discipline aeree

3.1.1 Storia dei tessuti aerei

Le origini dei tessuti aerei risalgono intorno al 1959, in una scuola di circo francese dove ad alcuni tirocinanti fu chiesto di presentare un nuovo numero acrobatico. Dal 1959 al 1998 (anno in cui i tessuti aerei furono ufficialmente riconosciuti) molti artisti sperimentarono tale disciplina. Nel 1998 Isabelle Vaudelle e Isabelle Chasse presentarono le loro acrobazie di Aerial Silks durante una performance chiamata Quidam, come parte dello spettacolo del Cirque du Soleil.

A metà degli anni '90, un gruppo di acrobati britannici e francesi, influenzati da Isabelle Vaudelle e da Gerard Fasoli, si interessarono all'arte di questa spettacolare attrazione. Poco dopo, i tessuti aerei presero rapidamente piede nel resto del mondo. Esiste, tuttavia, una tesi contraria riguardo al fondatore della seta aerea. Si sostiene che il fondatore sia Andre Simard che si era specializzato nella ricerca e nello sviluppo delle figure acrobatiche del Cirque du Soleil dal 1987. Fu in quel periodo che fu incaricato di inventare modi nuovi e innovativi di mostrare le mosse acrobatiche al fine di impressionare gli spettatori. Ben presto le tecniche di Simard divennero ampiamente conosciute e furono utilizzate in ogni spettacolo acrobatico in tutto il mondo (Emily Scherb, 2018).

3.1.2 Attrezzi

Gli attrezzi utilizzati oggi nelle discipline aeree, hanno una storia che si estende su diversi secoli, alcuni risalgono a epoche più antiche e altri sono stati introdotti più recentemente. Non tutte le palestre sono in grado di ospitare tutti gli attrezzi poiché alcuni richiedono un'altezza del soffitto sufficientemente elevata. Essi sono costituiti da forme e materiali differenti che influenzano il posizionamento della mano rispetto al polso, determinando la stabilità della presa. Di seguito verranno elencati i principali attrezzi utilizzati, al fine di comprenderne meglio le differenze (Emily Scherb, 2018).

- **Trapezio aereo:** costituito da una barra orizzontale, realizzata in acciaio o alluminio, rivestita con nastro adesivo per migliorare la presa degli acrobati, e da due corde costituite da filati sintetici intrecciati.

- **Cerchio aereo:** la struttura è circolare ed è realizzata in acciaio rivestito con nastro adesivo per conferire miglior stabilità di presa. Possono esserci diverse dimensioni che vengono scelte in base all'altezza dell'atleta.
- **Corda aerea:** essa è tradizionalmente realizzata in fibra naturale, come il cotone o la sisal. Tuttavia, con l'avanzare delle tecnologie e delle esigenze degli acrobati moderni, sono state introdotte anche corde sintetiche ad alte prestazioni, come il polipropilene, il nylon o il poliestere. Queste corde sintetiche sono più resistenti, leggere e hanno una maggiore capacità di sopportare il peso e le sollecitazioni durante le esibizioni aeree.
- **Cinghia aerea:** realizzata con materiali sintetici ad alta resistenza, come nylon, poliestere o polipropilene. È composta da due cinghie che alla loro estremità formano un'asola dove poter agganciare piedi e mani.
- **Tessuto aereo:** costituito da materiale sintetico come il poliestere o il nylon. Il tessuto è progettato per offrire una superficie morbida ma resistente che consente agli acrobati di eseguire movimenti fluidi e graziosi senza compromettere la sicurezza. I tessuti aerei suddivisi in due categorie: statico o dinamico, dove la principale differenza risiede nell'elasticità ed estensibilità della stoffa dopo che viene applicato peso.

3.2.2 Muscoli di interesse

Le discipline aeree richiedono uno sviluppo completo della forma fisica e delle competenze tecniche. Coloro che le praticano devono sviluppare forza nella presa, data dalle dita, dalla mano e dagli arti superiori. Il livello di difficoltà è determinato da diversi fattori, tra cui le dimensioni e la forma dell'attrezzo. Afferrare un attrezzo con la mano è l'abilità aerea più elementare, ma l'azione di presa coinvolge molte parti mobili. Le mani sono costituite da numerose ossa e muscoli per ottenere la destrezza di cui abbiamo bisogno nella vita quotidiana per compiere movimenti complessi, come muovere tutte le dita in modo indipendente. I muscoli principali che flettono le dita, curvandole verso il palmo, e attorno a qualsiasi oggetto, sono i muscoli intrinseci della mano, gli interossei e i lombricali, con l'aiuto del flessore profondo delle dita e del flessore superficiale delle dita.

Il pollice ha i propri muscoli flessori che sono il flessore lungo e breve del pollice, che lo curvano verso l'interno. I modi in cui afferriamo un trapezio, un tessuto, una corda o un cerchio sono tutte variazioni di quella che viene chiamata power grip. Questa è la posizione in cui la mano può generare la massima quantità di forza. Tuttavia, il diametro dell'attrezzo e

l'orientamento del polso possono influenzare la forza della presa. Ad esempio, con la deviazione radiale del polso, piegando la mano verso il lato del pollice, potresti perdere fino all'80% della forza di presa. Questo è sicuramente qualcosa da considerare quando si sceglie una posizione di presa. Gli acrobati possono anche lamentare dolore al polso dato che molte prese tendono a una deviazione ulnare o radiale del polso. È importante rafforzare l'estensione delle dita, per bilanciare tutta la presa necessaria nell'allenamento aereo. L'avambraccio, costituito dal radio e dall'ulna, può ruotare indipendentemente dall'omero per far sì che il polso e il palmo siano rivolti verso l'alto, in supinazione, o verso il basso, in pronazione. La pronazione del polso viene utilizzata quando si è appesi a qualsiasi attrezzo a barra. Permette alla spalla di stabilizzarsi nella rotazione esterna, ma la mano può essere ruotata in modo indipendente per afferrare l'attrezzo. Questo movimento è controllato dalla contrazione del pronatore rotondo e del pronatore quadrato. I muscoli flessori del polso portano il palmo della mano verso l'avambraccio. Questi muscoli, il flessore ulnare del carpo e il flessore radiale del carpo, hanno origine nel tendine del flessore comune insieme al flessore superficiale delle dita. Il tendine flessore comune è un attacco condiviso per questi muscoli, che si inserisce nell'epicondilo mediale. Per estendere il polso, gli estensori radiali lunghi e brevi del carpo lavorano con l'estensore ulnare del carpo per tirare il dorso della mano verso l'avambraccio.

I tendini dei flessori delle dita sono molto lunghi in confronto al muscolo stesso. Tendendo ad avere una rigidità più elevata nei flessori delle dita.

3.2 Stretching

Lo stretching è una pratica di allungamento muscolare che mira a migliorare la flessibilità, la mobilità articolare, e la capacità di movimento del corpo. È una parte fondamentale di molti programmi di fitness e riabilitazione ed è comunemente utilizzato come riscaldamento o defaticamento nelle attività sportive riabilitativo con lo scopo di migliorare la flessibilità dei muscoli e prevenire infortuni (Upton1 et al., 1971).

In letteratura esistono varie tipologie di stretching:

Stretching Statico:

- Consiste nel mantenere una posizione di allungamento per un periodo di tempo, solitamente tra i 15 e i 60 secondi.
- Migliora la flessibilità e rilassa i muscoli ed è utile per il defaticamento dopo l'esercizio.

Stretching Dinamico:

- Coinvolge movimenti controllati che portano i muscoli e le articolazioni attraverso il loro range di movimento completo.
- Riscalda i muscoli, aumenta la temperatura corporea e prepara il corpo per l'attività fisica ed è comunemente utilizzato come parte del riscaldamento.

Stretching Balistico:

- Utilizza movimenti rapidi e rimbalzi per forzare il muscolo oltre il suo normale range di movimento.
- Può migliorare la flessibilità, ma ha un rischio maggiore di infortuni se non eseguito correttamente.

Stretching Propriocettivo Neuromuscolare Facilitato (PNF):

- Combina contrazione e rilassamento dei muscoli con l'assistenza di un'altra persona o di un attrezzo.
- Molto efficace nell'aumentare la flessibilità e la gamma di movimento. Spesso utilizzato in ambito riabilitativo.

I due principali motivi che hanno da sempre spinto a ritenere lo stretching di grande aiuto per gli atleti riguardano l'aumento della flessibilità, favorita da un ampliamento del range articolare disponibile all'articolazione durante il movimento, altresì detto ROM, e la conseguente riduzione del rischio di dolori e lesioni muscolari e/o articolari.

Negli ultimi anni, i presunti benefici dello stretching sono stati oggetto di accesi dibattiti. La letteratura scientifica ha prodotto risultati contrastanti riguardo alla sua influenza sulle prestazioni di forza. Alcuni studi indicano che gli esercizi di allungamento non apportano né rischi né miglioramenti significativi alle performance di forza, mostrando risultati simili prima e dopo una sessione di stretching, e quindi giudicando gli effetti osservati come non rilevanti (Behm et al., 2004) (Kokkonen et al., 2007) (Rubini et al., 2007) (Trajano et al., 2013). Wilson, Hornbuckle, Ugrinowitsch e Kim (Konrad & Tilp, 2014) hanno posto la propria attenzione sul calcolo del dispendio energetico, osservandone un aumento a seguito dello stretching eseguito.

I protocolli sperimentali adottati nel corso dei diversi studi non sono confrontabili: la tipologia di stretching eseguito dai partecipanti, ma soprattutto la durata della sessione di stretching svolta

e i parametri analizzati sono molteplici e ciascun gruppo di ricerca ha intrapreso una strada differente. I metodi utilizzati e i risultati ottenuti sono disomogenei in letteratura, questo porta ad una difficoltà nel definire quali siano effettivamente gli effetti di una sessione di stretching sulle performance (Kokkonen et al., 2007).

3.3 Elettromiografia

Il segnale mioelettrico è generato attraverso un processo elettrochimico avviato dal sistema nervoso centrale (SNC) e trasmesso ai muscoli attraverso il midollo spinale. L'unità funzionale più piccola, detta unità motrice è composta da un motoneurone e le fibre muscolari innervate. La giunzione neuromuscolare facilita la trasmissione dei potenziali d'azione (AP), portando alle contrazioni muscolari. Il segnale di interferenza risultante, noto come Potenziale d'Azione dell'Unità Motoria (MUAP), è cruciale per comprendere la modulazione della forza delle contrazioni muscolari volontarie.

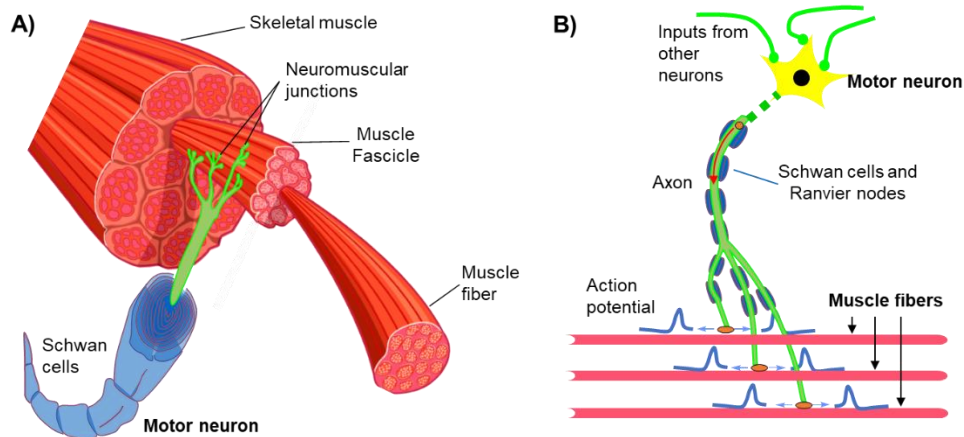


Figura 2: Rappresentazione schematica dell'anatomia e della fisiologia del muscolo. A) Sezione trasversale di un muscolo B) Diagramma di innervazione delle fibre muscolari dal motoneurone

Le fibre muscolari si dividono in Tipo I (lente) e Tipo II (veloci), con proprietà fisiologiche che influenzano resistenza alla fatica, generazione di forza e velocità di conduzione nervosa. La contrazione muscolare volontaria modula la forza attraverso il reclutamento e la codifica della frequenza, secondo il principio di reclutamento di Henneman che prevede l'attivazione iniziale delle fibre lente a basse richieste di forza e la successiva attivazione delle fibre veloci all'aumentare della forza necessaria. L'EMG può essere invasiva, con elettrodi intramuscolari, o non invasiva, con elettrodi superficiali. L'elettromiografia di superficie (sEMG) misura l'attività elettrica dei muscoli, utilizzando elettrodi superficiali. Per studiare l'affaticamento

muscolare, si analizza il segnale sEMG, durante una contrazione volontaria, con una banda di segnale da 10 Hz fino a 500 Hz. L'analisi del segnale sEMG richiede attenzione agli elettrodi, all'interfaccia elettrodo-cute e ai filtri. È importante preparare adeguatamente la pelle, attraverso uno scrub (pasta abrasiva), rimuovendo sostanze presenti sulla pelle o cellule morte che potrebbero aumentare il valore dell'impedenza. Il tessuto tra muscolo e pelle agisce come un filtro passa-basso, specialmente il tessuto lipidico. Il corretto posizionamento degli elettrodi segue linee guida anatomiche e la fisiologia muscolare. Gli elettrodi mediano la distribuzione del potenziale, con un effetto filtrante: minore è la superficie dell'elettrodo, minore sarà l'effetto di mediazione del segnale. Il segnale sEMG è affetto da rumore, come artefatti da movimento, crosstalk da muscoli vicini, rumore dell'apparecchiatura elettronica e interferenza di rete (Merletti & Cerone, 2020). Nel presente studio, utilizzando un sistema di acquisizione wireless, gli artefatti da movimento sono dovuti ai movimenti tra elettrodi e pelle e vengono rimossi con un filtro passa-alto. Il rumore dell'apparecchiatura elettronica include rumore dell'amplificatore e del convertitore A/D. Il segnale di modo comune è un'altra possibile fonte di rumore, causata dall'interferenza della rete elettrica a 50 Hz in Europa (60 Hz negli Stati Uniti), che viene rimossa con un filtro adatto.

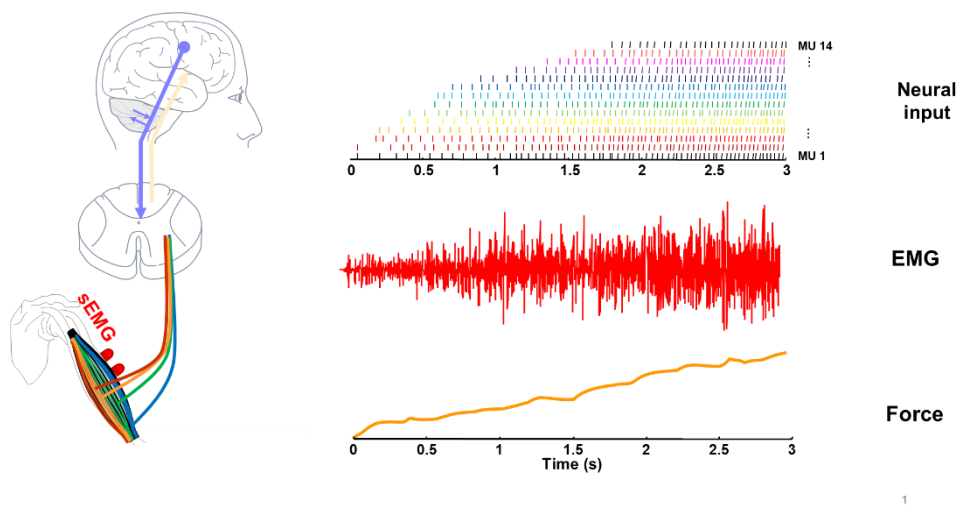


Figura 3: Rappresentazione dell'origine del segnale EMG: dal comando centrale al segnale acquisito.

3.4 Fatica muscolare

Il concetto di affaticamento è complesso a causa dei vari fenomeni fisiologici e psicologici che vi contribuiscono. A livello periferico si notano variazioni di pH del muscolo con conseguente diminuzione della velocità di conduzione, del potenziale d'azione e della frequenza mediana mentre l'ampiezza del segnale EMG aumenta. Dal punto di vista del sistema nervoso centrale (SNC) vengono adottate diverse strategie per attenuare l'effetto della fatica mioelettrica durante l'attività muscolare. Una di queste è il load sharing tra muscoli agonisti, un'altra è la rotazione o sostituzione delle unità motorie all'interno di uno stesso muscolo con soglie di reclutamento simili e infine la diminuzione della soglia di reclutamento delle unità motoria. La diminuzione della forza muscolare può anche essere correlata all'accumulo di vari metaboliti, più nello specifico di sottoprodotti biochimici interstiziali (Vigouroux & Quaine, 2006) Al fine di compensare la perdita di performance delle unità motorie i meccanismi centrali e periferici si fondono.

Per fatica muscolare si intende anche una ridotta capacità del muscolo di generare forza in cui il compito di mantenere costante una contrazione non può più essere mantenuto. Nel frattempo, vi sono delle modifiche causate da processi chimici e fisici prima che si manifesti un calo prestazionale. Per monitorare la progressione di questa modifica, sono necessari campioni di dati provenienti dall'interno del muscolo o modifiche osservabili esternamente correlate all'alterazione interna (De Luca, 1984a)

I dati fisiologici all'interno del muscolo hanno rivelato dei cambiamenti dipendenti dal tempo indicativi di un processo di affaticamento. Questi avvengono anche se le prestazioni meccaniche osservabili esternamente non si alterano fino al punto di rottura, che definiamo fallimento meccanico.

In Figura 4 è mostrato l'output di forza del muscolo durante un compito che consisteva nel mantenere l'uscita della forza al 50% del valore massimo (MVC) il più a lungo possibile, costante e la frequenza mediana dello spettro di densità di potenza del segnale mioelettrico. Inoltre, sarà spiegato in seguito che la frequenza mediana fornisce una rappresentazione adeguata degli eventi biochimici nel muscolo. Si può notare dalla figura che anche quando l'output di forza rimane relativamente costante, la frequenza mediana diminuisce continuamente a partire dall'inizio della contrazione.

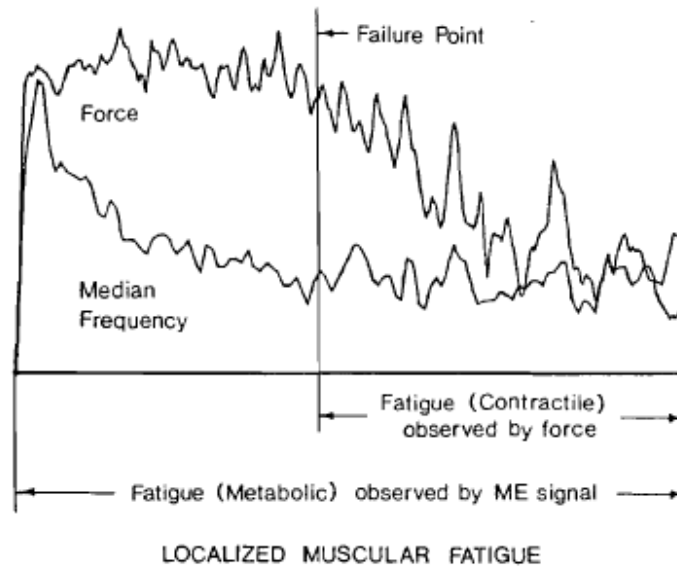


Figura 4: Differenza tra fatica metabolica e fatica meccanica

Per riassumere, l'affaticamento muscolare si verifica nel muscolo o nei gruppi muscolari sinergici coinvolti nella contrazione richiesta per eseguire un compito questo è definito come fatica muscolare localizzata da (LocalizedMuscleFatigue-DefinitionandMeasurement1973). La stanchezza fisiologica, che può essere causata da contrazioni muscolari prolungate, si manifesta con reazioni esterne come l'incapacità di mantenere la forza desiderata, dolore localizzato nei muscoli sollecitati o tremori.

Per approfondire i fattori che contribuiscono all'affaticamento muscolare e spiegarne i meccanismi, risulta utile l'analisi del segnale di elettromiografia di superficie

3.5 Descrittori EMG

La fatica muscolare può essere rilevata precocemente monitorando l'evoluzione spazio-temporale dei descrittori estratti a partire dal prelievo di segnali elettromiografici di superficie (EMG) dei muscoli (De Luca, 1984).

Prima di iniziare a spiegare nel dettaglio i descrittori utilizzati in tale studio si vuole porre l'attenzione anche sui fattori psicologici come la motivazione, che possono far variare i risultati di un esercizio (Enoka, 1995). Uno dei metodi più immediati per determinare la fatica muscolare è misurare il tempo in cui il soggetto è in grado di eseguire un certo esercizio.

Il monitoraggio della fatica muscolare locale durante l'esecuzione di un esercizio è possibile attraverso l'attività mioelettrica dei muscoli mediante lo studio del segnale sEMG andando ad investigare i cambiamenti biochimici e fisiologici nei muscoli durante contrazioni affaticanti (De Luca, 1984). L'elettromiografia di superficie offre numerosi vantaggi come la non invasività, la specificità dell'applicazione al muscolo o al gruppo di muscoli, il monitoraggio in tempo reale del task e la correlazione con i cambiamenti biochimici e fisiologici durante la fatica (Cifrek et al., 2009).

Il segnale sEMG può essere caratterizzato in ampiezza e in frequenza. In termini di endurance, la fatica muscolare può comportare cambiamenti nel segnale sEMG, indicando una diminuzione di forza muscolare. Durante le contrazioni prolungate e sostenute, le componenti in frequenza del segnale sEMG si spostano verso valori di frequenza più bassi, allo stesso tempo si nota un aumento in ampiezza del segnale. La spiegazione di tale aumento di ampiezza e spostamento in frequenza verso le basse frequenze del segnale sEMG durante una contrazione isometrica costante e sostenuta è stata attribuita a diversi fattori, quali: il reclutamento delle unità motorie, la sincronizzazione delle unità motorie e i cambiamenti nella velocità di conduzione delle fibre muscolari.

È importante evidenziare che l'intensità di questi dell'aumento dell'ampiezza e lo spostamento spettrale dipende da vari fattori, come il livello di forza della contrazione, la durata della contrazione, il tipo di elettrodo utilizzato per ottenere il segnale EMG, lo spessore del tessuto sottocutaneo e il muscolo specifico oggetto di indagine.

Durante le contrazioni muscolari affaticanti, si osserva un aumento della concentrazione di acido lattico, influenzato dal tipo e dalla dimensione delle fibre muscolari, dal livello di forza richiesta e dal tipo di contrazione (statica o dinamica). Contrazioni sostenute sopra il 20% della massima contrazione volontaria (MVC) limitano il flusso sanguigno, causando ischemia

muscolare. Questo influisce sulle proprietà del segnale di elettromiografia di superficie (sEMG), utilizzato per monitorare i cambiamenti biochimici e fisiologici nel muscolo. L'aumento dell'acido lattico riduce il pH intracellulare, diminuendo la velocità di conduzione delle fibre muscolari (CV) e alterando il potenziale d'azione dell'unità motoria (MUAP). Questo porta a una diminuzione della frequenza mediana (MDF) e a uno spostamento dello spettro di potenza del segnale sEMG verso frequenze più basse, con un aumento dell'ampiezza del segnale. Studi sul muscolo retto femorale durante contrazioni statiche hanno mostrato cambiamenti nel segnale EMG correlati alla fatica, tra cui l'aumento del valore medio del segnale, dell'ampiezza e della durata del potenziale d'azione, e uno spostamento della frequenza verso valori più bassi. Questi risultati differiscono dalle misurazioni intramuscolari, che indicano una diminuzione dell'ampiezza a causa della fatica.

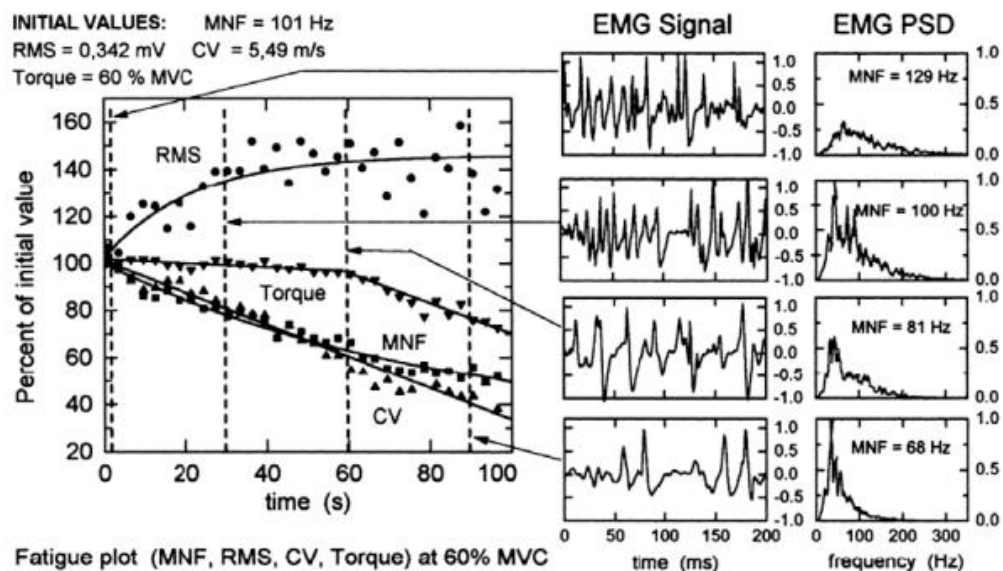


Figura 5: Variazione del segnale EMG durante una contrazione sostenuta

I metodi di analisi del segnale adatti a valutare le manifestazioni elettromiografiche della fatica si concentrano sulla stima dell'ampiezza e della frequenza del segnale. Il segnale viene suddiviso in epoche, in cui è considerato stazionario almeno in senso lato (WSS). Questa condizione è applicabile principalmente durante contrazioni isometriche a forza costante, per periodi sufficientemente brevi che escludono variazioni dovute alla fatica muscolare nel corso dell'epoca.

La variazione dell'ampiezza causata dallo sforzo muscolare può essere valutata utilizzando sistemi digitali che calcolano il valore quadratico medio (RMS). Questi parametri vengono

valutati all'interno di una finestra temporale ottimamente selezionata, che consente di trattare il segnale come stazionario in senso lato (WSS) durante quella finestra.

Il valore quadratico medio (RMS) è definito come:

$$\text{RMS} = \sqrt{\frac{1}{N} \sum_{i=1}^N |\text{EMGi}|^2}$$

N = numero di campioni in una epoca

EMGi = i -esimo campione di EMG

Nel dominio delle frequenze, è importante considerare che il segnale sEMG sia un processo stocastico con media nulla di tipo WSS. Per valutare come l'energia del segnale sia distribuita nelle diverse frequenze, si utilizza la densità spettrale di potenza (PSD). Durante le contrazioni muscolari durante la fatica, la PSD del segnale sEMG analizzato si sposta verso frequenze più basse. Questa trasformazione può essere semplificata come una compressione dello spettro, dove un singolo parametro può essere sufficiente per descrivere tale compressione. Comunemente viene utilizzata la frequenza mediana (MDF).

La frequenza mediana (MDF) è definita come:

$$\int_0^{f^{MED}} \text{PSD}(f) df = \frac{1}{2} \int_0^{\frac{fs}{2}} \text{PSD}(f) df$$

f^{MED} = frequenza mediana

fs = frequenza di campionamento

$\text{PSD}(f)$ = densità spettrale di potenza.

4. Materiali e Metodi

4.1 Partecipanti

Allo studio hanno aderito 18 acrobati con diverso livello di esperienza, che frequentano l'Accademia di acrobatica aerea e danza sospesa "Fly Royal Accademy ASD" di Torino. Tutti gli atleti sono soggetti sani, maggiorenni e non appartenenti ad alcuna categoria fragile. Il criterio di inclusione per il reclutamento allo studio è l'assenza di lesioni muscoloscheletriche all'arto superiore. La popolazione dello studio comprende in particolare 17 donne e 1 uomo, con età compresa tra i 23 e i 49 anni, altezza compresa tra i 155 cm e i 175 cm e massa corporea tra i 48kg e i 74kg. Non è stato possibile mantenere un equilibrio tra i generi dei partecipanti, a causa di una maggiore presenza di donne che praticano tale disciplina. Tutti gli atleti sono stati precedentemente informati riguardo il protocollo sperimentale da eseguire. In fase di analisi visiva preliminare dei dati, si è reso successivamente necessario escludere dal dataset uno dei partecipanti in quanto in una delle sessioni di misura i segnali EMG registrati hanno evidenziato ampiezze anomale che avrebbero condotto ad un errato confronto tra preparazioni fisiche. Si ritiene che il problema possa essere attribuibile a una preparazione della cute non adeguata.

4.2 Protocollo Sperimentale

All'inizio della prima sessione di misura di ogni soggetto sono state raccolte le sue misure antropometriche per il successivo posizionamento della matrice di elettrodi. Il protocollo sperimentale è poi organizzato in tre fasi distinte.

1. Fase 1: Posizionamento della matrice in base alle misure antropometriche del soggetto;
2. Fase 2: Preparazione fisica secondo le indicazioni dell'istruttrice della palestra per prepararsi al successivo task;
3. Fase 3: Task di sospensione fino a cedimento, durante la quale sono stati acquisiti i segnali elettromiografici di superficie dai muscoli dell'avambraccio.

4.2.1 Fase 1: Misure Antropometriche – Posizionamento degli elettrodi

Per il corretto posizionamento della matrice al di sopra dei muscoli flessori delle dita è stato seguito il protocollo di van Beek et al. (2018). La procedura in particolare prevede che il soggetto sia in piedi con la schiena dritta, abduca la spalla sul piano frontale di 90° , fletta il gomito di 90° e ruoti la mano con un angolo di supinazione di 90° (Figura 6.a). Una volta opportunamente orientato l'avambraccio, è stata misurata la sua lunghezza (L). Sono stati identificati due punti di riferimento: l'epicondilo mediale dell'omero e il centro del polso, quest'ultimo identificato come la metà della lunghezza tra il processo stiloide ulnare e il processo stiloide radiale. È stata calcolata la circonferenza a $\frac{1}{4}$, $\frac{1}{2}$, $\frac{3}{4}$ della lunghezza del braccio e a distanza X pari a $\frac{1}{4} L + 3.5$ cm (Figura 6.b). Le due file di elettrodi sono centrate all'altezza X con gli elettrodi 16 e 49 posizionati lungo la linea collineare alla congiungente dei punti rossi in Figura.

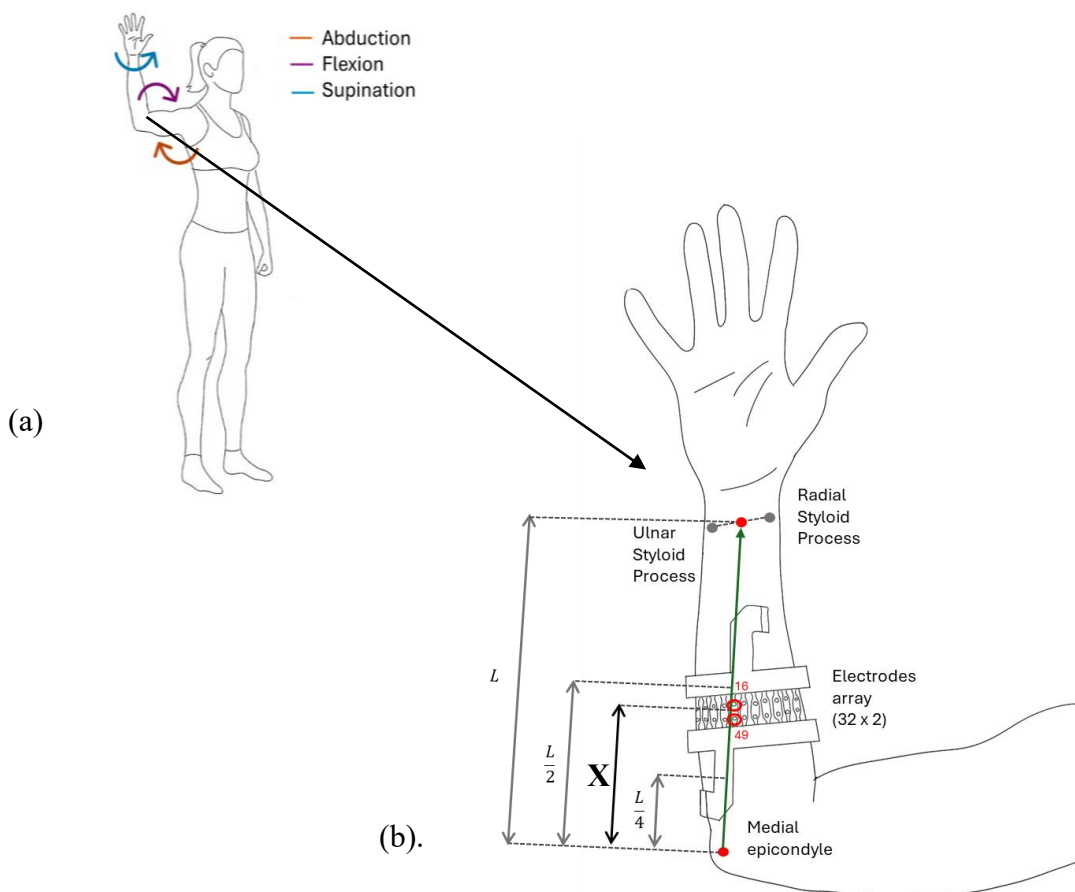


Figura 6: (a). Orientazione del braccio per il posizionamento della matrice di elettrodi. (b) Posizionamento matrice di elettrodi e punti di riferimento sulla base delle misure antropometriche del soggetto.

4.2.2 Fase 2: Preparazione al task

L'insegnante ha definito una serie di esercizi sia di riscaldamento che di stretching in preparazione al task, con durata compresa tra i 10 e i 15 minuti. Questi sono stati eseguiti da tutti i partecipanti allo studio, così da garantire l'omogeneità della preparazione fisica.

Gli esercizi sono elencati in Tabella 1.

Tabella 1: Protocollo di riscaldamento e di stretching

<i>Riscaldamento</i>	<i>Ripetizioni</i>	<i>Stretching</i>	<i>Tempo</i>
Corsa + circonduzione braccia	8	Triangolo con estensione braccio dx	30s
Squat + circonduzione polsi	8	Triangolo con estensione braccio sx	30s
Mezze punte dinamico	8	Quadrupedia palmi a terra a 90 gradi dopo dorsi a terra 90 gradi	30s
Flatback + mobilitazioni dita mani	8	Allungamento muscoli intercostali	30s
Slanci braccia con flessione del busto	8	Posizione della locusta	30s
Downward-Facing Dog	8	Posizione della Giuditta	30s
Quadrupedia:	8	Tricipiti	30s
<ul style="list-style-type: none"> ▪ circonduzione testa e bacino ▪ Intra-extra rotazione delle spalle ▪ Spinte sui polsi 	8		
Plank inverso + piegamenti braccia	8	Bicipiti	30s
Pnf per bicipite femorale, vasto e quadricipite	8	Reverse	30s
Angel wall	8	Deltoidi	30s

4.2.3 Fase 3: Task di sospensione fino a cedimento

Dopo aver eseguito il protocollo di preparazione fisica, l'operatore ha posizionato il sistema di acquisizione sull'avambraccio del soggetto, secondo quanto descritto nel paragrafo 4.2.1.

Questo passaggio è stato fatto sempre da uno stesso operatore in modo da minimizzare la variabilità nel posizionamento. I dettagli del sistema di acquisizione saranno spiegati successivamente.

Il soggetto si posiziona su una sedia che è usata come supporto per ottenere un'elevazione sufficiente per non toccare il suolo una volta raggiunta la posizione di sospensione. Prima che il soggetto inizi la prova, si fa partire l'acquisizione dei dati, dopodiché l'atleta si mette in posizione di sospensione scendendo dalla sedia. Al soggetto è richiesto di rimanere appeso finché non riesce più a sostenersi. Il termine della prova è stato identificato come l'istante di tempo in cui il soggetto rilascia la presa (Figura 7).

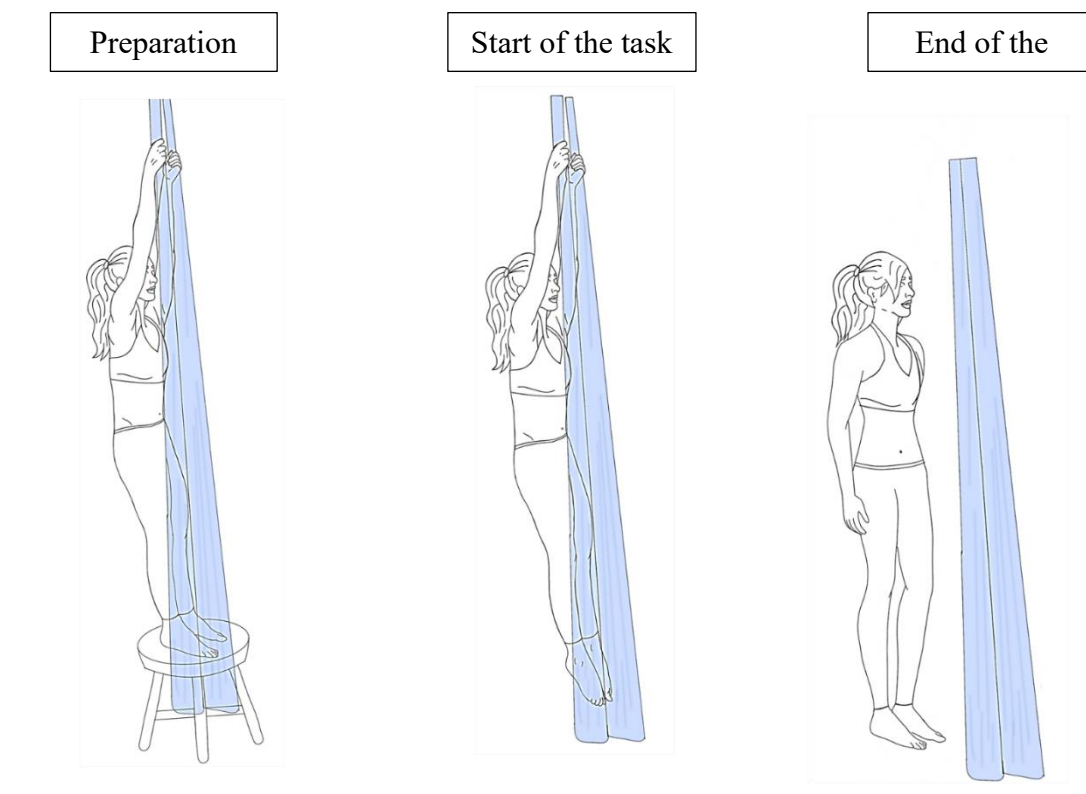


Figura 7: In quest'immagine vengono individuate le tre fasi salienti del task, posizionamento del soggetto, inizio e fine sospensione.

Il soggetto deve mantenersi sospeso mediante una presa a braccia tese, in isometria sui tessuti aerei. Il peso corporeo è sostenuto dalle mani con gli avambracci in posizione supina ed il polso è in deviazione ulnare come mostrato in (Figura 8). Questa presa tende a sovraccaricare il medio, l'anulare ed il mignolo (Emily Scherb, 2018).

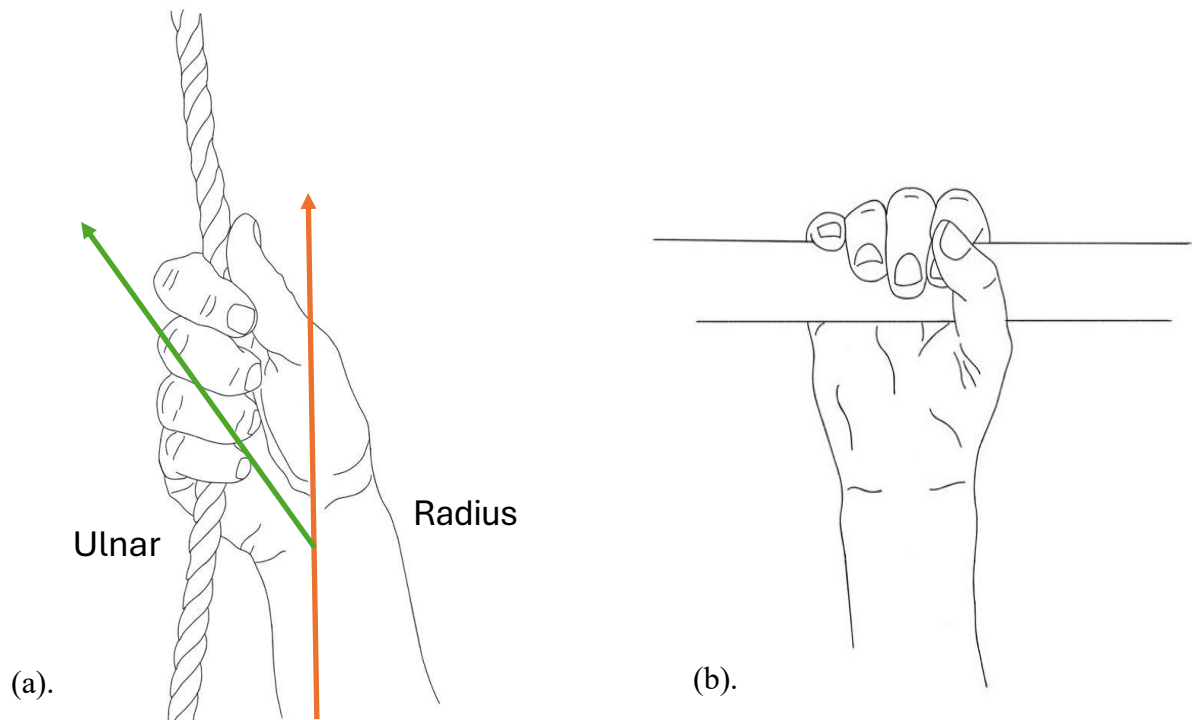


Figura 8: (a). Orientamento del polso in deviazione ulnare (b). Orientamento del polso in posizione neutra

La sospensione a braccia tese determina l'attivazione oltre che dei muscoli dell'avambraccio e della mano anche dei muscoli dorsali e dei trapezi. L'atleta per mantenere questa posizione distanzia il collo dalle spalle, allontanando queste ultime dalle orecchie, mentre le scapole lavorano in abduzione mantenendo il corpo in tenuta come mostra Figura 9 (Emily Scherb, 2018).

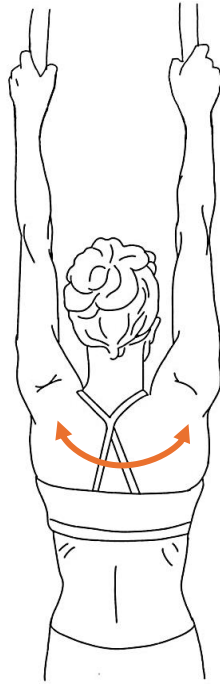


Figura 9: Tenuta a braccia tese

4.3 Organizzazione delle prove

Tutte le acquisizioni si sono concentrate in tre giorni e gli atleti sono stati convocati per due giorni consecutivi in modo da portare a termine le tre prove scelte per questo studio: la prima tenuta è preceduta dal solo riscaldamento, la seconda è preceduta dal riscaldamento seguito immediatamente da una sessione di stretching e l'ultima prova è stata effettuata dopo 30 minuti di recupero successivi alla seconda tenuta.

Avendo creato un Modulo di Google, è stato possibile organizzare gli atleti in diversi slot orari, rendendo tutto più scorrevole e ottimizzando al meglio il tempo.

La prima giornata è stata dedicata solamente al protocollo sportivo con focus sul riscaldamento 4.2.2. In questa stessa giornata è stata pensata anche un'ulteriore acquisizione per uno studio futuro, che interessa solo gli atleti che praticano questo sport almeno da cinque anni e quindi possono essere categorizzati come 'Avanzato'. Questa seconda prova consisteva nell'eseguire una sequenza di figure che coinvolgesse in modo particolare l'uso degli avambracci per poter mappare l'attivazione muscolare di tutta la circonferenza. Lo scopo è osservare come i muscoli agonisti del movimento permettono all'atleta di compiere tutti i movimenti richiesti e confrontando tra i diversi soggetti le diverse aree di attivazione. Per rendere più facile il

confronto tra gli atleti, si è scelto per scandire i tempi della performance di usare un sottofondo musicale con ritmo definito, in modo che gli atleti eseguissero le posizioni a intervalli noti. Questo aspetto, tuttavia, non è stato esaminato in questo studio.

Nella seconda giornata sono state eseguite due acquisizioni. La prima durante la presa preceduta da riscaldamento seguito da stretching, la seconda durante la presa dopo una pausa di recupero di durata compresa tra 20 e 30 minuti. In quest'ultimo caso si presume che il recupero abbia permesso di annullare l'effetto dello stretching (Warneke et al., 2024).

4.4 Setup sperimentale

Per poter verificare le ipotesi è necessaria una strumentazione adeguata che permetta di eseguire le misurazioni in modo accurato. Grazie al laboratorio LISiN del dipartimento di Elettronica e Telecomunicazioni (DET) del Politecnico di Torino, è stato possibile utilizzare il setup corretto.

La strumentazione utilizzata per questo studio è:

- Sistema di prelievo di segnali sEMG ad alta densità miniaturizzato (MEACS);
- Sistema di sincronizzazione (SyncU) e Generatore di impulsi;
- Matrice di elettrodi circolare;
- Registrazione video;

4.4.1 Sistema di prelievo di segnali sEMG ad alta densità

Il sistema MEACS è un dispositivo marchiato CE e commercializzato da ReC Bioengineering Laboratories Srl. È un sistema di acquisizione sEMG ad alta densità wireless e modulare a 32 canali con un alto livello di prestazioni in termini di qualità dei segnali e robustezza agli artefatti da movimento. È un sistema miniaturizzato con dimensioni 34x30x15 mm e peso 16.7g. La sonda MEACS ha frequenza di campionamento di 2048 Hz e risoluzione a 16 bit, banda del filtro 10 – 500 Hz e range in input di 10mVpp. I segnali acquisiti vengono trasmessi tramite una rete Wi-Fi creata da un apposito router ad un apposito software su computer (Figura 10) (Cerone et al., 2019).

La sonda va collegata attraverso un apposito connettore di input alla griglia di elettrodi utilizzata. In questo studio è stato necessario utilizzare due dispositivi MEACS in quanto la matrice selezionata è composta da 64 elettrodi, organizzati in due schiere circolari da 32 elettrodi ciascuna.

I dati acquisiti possono essere visualizzati in tempo reale e memorizzati localmente utilizzando lo specifico software BP sviluppato dal laboratorio LISiN. BP è uno strumento versatile progettato per interfacciarsi con vari dispositivi utilizzati nell'acquisizione di segnali elettrofisiologici e biomeccanici.



Figura 10: Sensor Units

4.4.2 Sistema di sincronizzazione e Generatore di impulsi

Per sincronizzare l'acquisizione delle due sonde, è stato utilizzato un sincronizzatore SyncU, collegato ad entrambe con un cavo splittato, progettato al LISiN. SyncU è un modulo di sincronizzazione wireless composto da un modulo di trasmissione SyncU-Tx e un modulo ricevitore SyncU-Rx, ognuno di dimensioni 28x24x12 mm. In questo studio il dispositivo è stato utilizzato nella modalità manuale con un generatore di impulsi, che eroga un fronte d'onda con ampiezza compresa tra +0V e +5 V, di periodo 1s (Figura 11). In questo studio il segnale viene inviato prima che il soggetto inizi l'esercizio di sospensione e registrato attraverso. Complessivamente vengono acquisiti 66 canali in tutto: i 64 canali sEMG monopolari acquisiti dai due MEACS e i 2 canali degli impulsi di sincronizzazione.

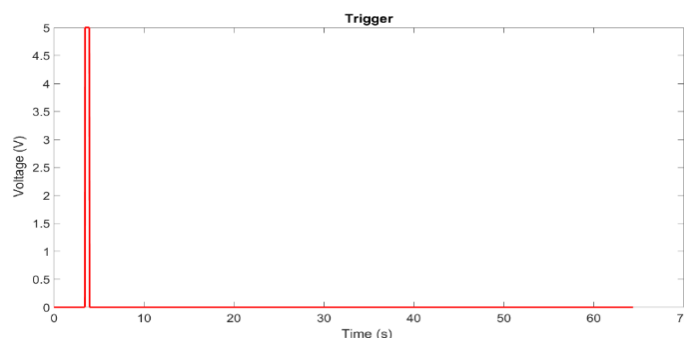


Figura 11: Esempio di segnale utilizzato per sincronizzare riprese video e segnale EMG acquisito.

4.4.3 Matrice circolare

Il design proposto per la matrice di elettrodi (denominato HDE-Array) mira a essere un'innovazione, enfatizzando semplicità e praticità. Il sistema è composto da 64 elettrodi Ag, disposti in 2 file e 32 colonne attorno alla circonferenza dell'avambraccio. Gli elettrodi sono saldati in coppie, a 10 mm di distanza, su 32 irrigidimenti in resina. Gli irrigidimenti sono posizionati perpendicolarmente lungo il lato più lungo della matrice, distanziati di 20 mm. Gli elettrodi d'argento sono a forma di disco con un diametro di 4 mm (area di 12,5 mm²).

La matrice è un array bidimensionale in poliammide, di 632 mm per 48 mm, configurato in forma di braccialetto incorporando due bande elastiche nella parte superiore e inferiore. Il perimetro della matrice assemblata è di 200 mm a riposo. La distanza tra le colonne adiacenti varia a seconda della circonferenza dell'avambraccio del soggetto (

Figura 12).

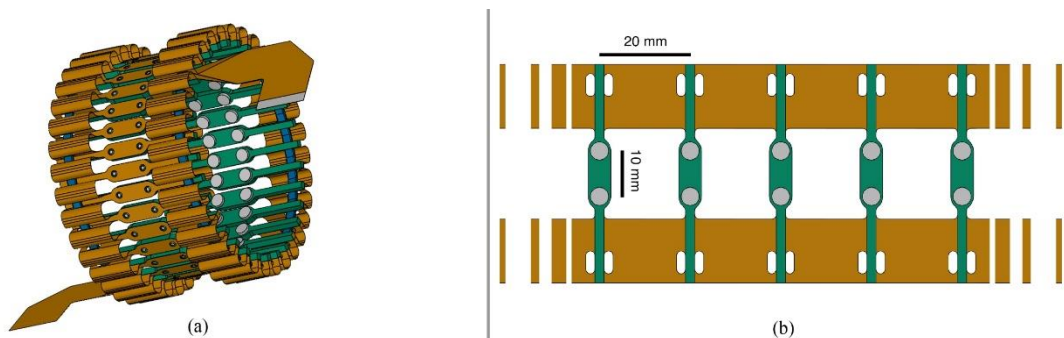


Figura 12: Configurazione del design dell'HDE-Array. Nello specifico, (a) è un rendering 3D della matrice nella sua forma assemblata e (b) uno schizzo dell'unità ripetitiva della matrice, comprese le dimensioni. La poliammide è in arancio gli irrigidimenti in verde, le bande elastiche in blu e gli elettrodi in argento.

Prima di posizionare la matrice lungo tutta la circonferenza dell'avambraccio, in base alle misure antropometriche precedentemente raccolte, la pelle al di sopra della zona di interesse è stata preparata seguendo la procedura descritta di seguito (Merletti & Cerone, 2020).

1. L'area target è stata depilata con un rasoio (se necessario);
2. La pelle è stata abrasa con una pasta abrasiva (Nuprep Skin Prep Gel, Weaver and Company, Aurora, Colorado): questo passaggio è cruciale per ridurre l'impedenza

elettrodo-cute rimuovendo lo strato più esterno della pelle, chiamato "stratum corneum", composto da cellule morte e con comportamento polarizzabile.

3. Un panno umido è stato utilizzato per rimuovere le particelle abrasive e il materiale residuo sulla pelle.

4.4.4 Registrazione video

Tutte le prove di tutti i soggetti sono state registrate tramite la videocamera dell'iPad (9^a generazione) a 1080 p a 30 fps, al fine di avere tutto il materiale a disposizione per successivi controlli. Nel campo di ripresa della videocamera sono presenti: il sistema di acquisizione dei segnali EMG posizionato sull'avambraccio dell'atleta e il sistema di sincronizzazione (SyncU), posizionato in modo da rendere visibile al video il suo segnale luminoso emesso, utile per la successiva sincronizzazione dei segnali. In questo modo è possibile risalire agli istanti di inizio e fine del task ().

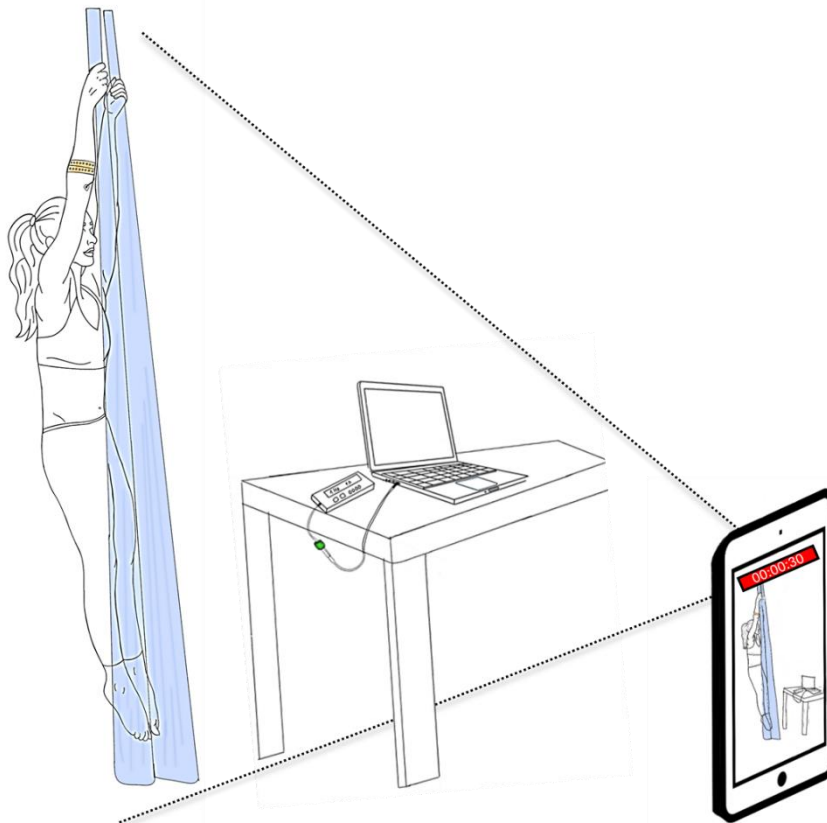


Figura 13: Registrazione del task con una videocamera per la sincronizzazione degli eventi di inizio e fine del task.

4.5 Analisi dati e descrizioni delle variabili

Tutti i segnali EMG sono stati registrati dal software BP, importati ed analizzati offline usando MATLAB (v. R2023b; The MathWorks, Natick, MA).

L'analisi dei dati inizia con un'ispezione visiva della qualità dei segnali sEMG monopolari per ogni prova e per ciascun soggetto. In questa fase, ci si assicura che tutti i segnali siano di buona qualità e che non necessitino di essere sostituiti da un'interpolazione dei canali vicini. Successivamente si procede con la sincronizzazione del segnale con il video, utilizzando il sistema SyncU, come precedentemente descritto in sezione 4.4.2. Dopodiché sono stati tagliati i segnali in modo da isolare la finestra temporale utile, tra l'istante iniziale e quello finale del task (Figura 14).

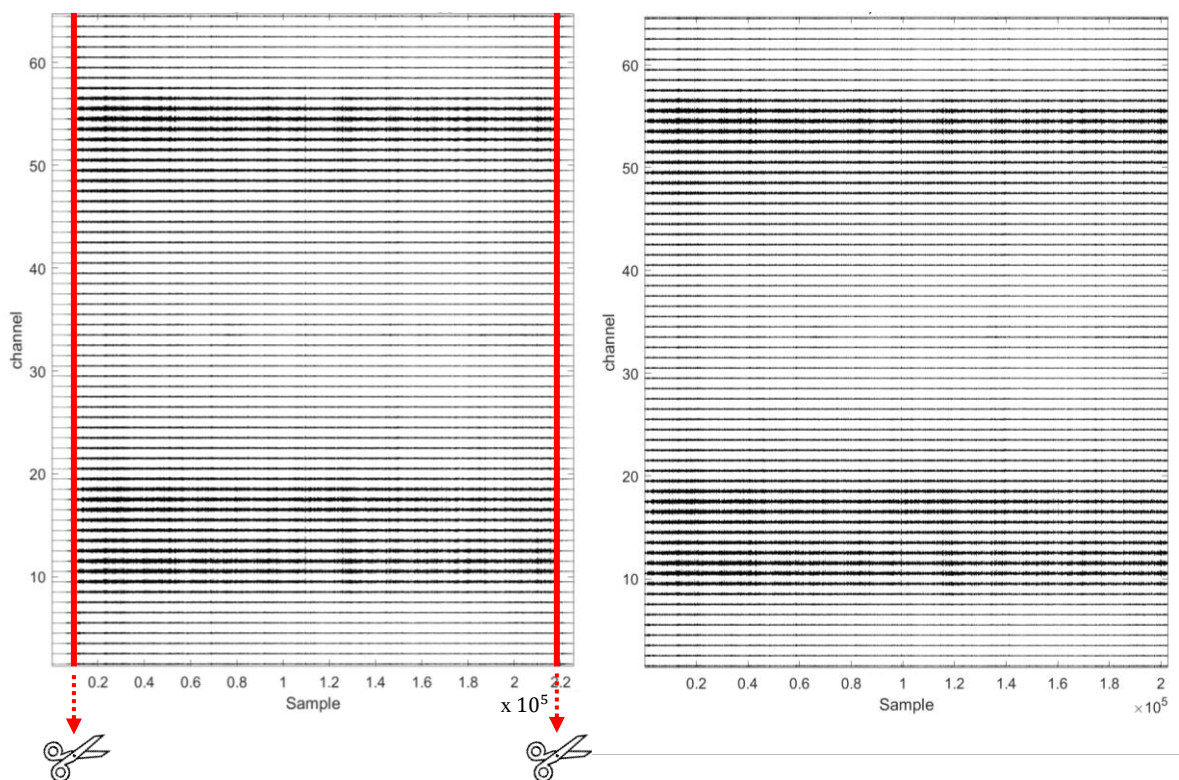


Figura 14: Rilevamento dei punti di inizio e fine del segnale e successivo taglio

Prima di continuare l'elaborazione dei segnali, ci si accerta che non si siano verificate durante le acquisizioni perdite di pacchetti, cioè perdite di informazioni. In questo caso, per non alterare i successivi risultati, i valori registrati, pari a 0, sono stati sostituiti con dei "Not-a-Number"

(NaN), valori non definiti con dei numeri reali (Figura 15). Successivamente i segnali monopolari sono stati filtrati digitalmente con un filtro Butterworth con latenza zero (zero-lag) di ordine 2° nella banda di 10-400Hz.

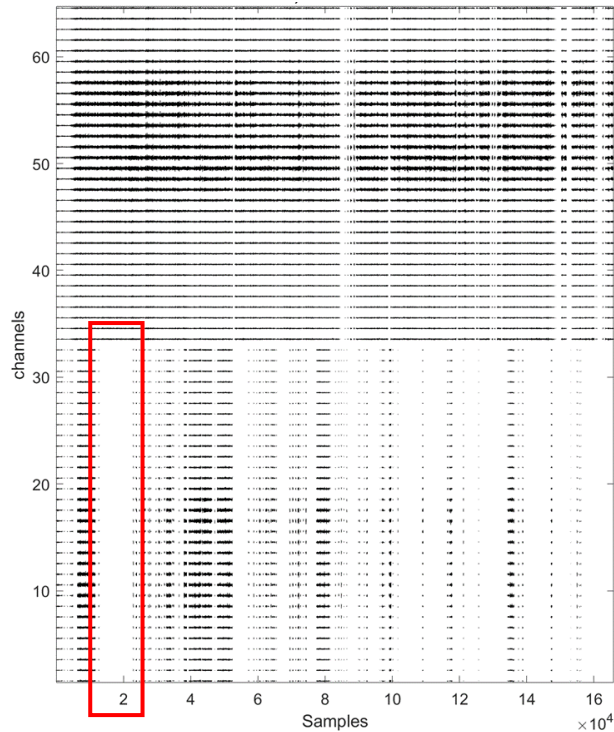


Figura 15: Esempio di segnali in cui si è verificata una perdita di pacchetti con sostituzione degli zeri con i NaN.

Dai segnali sEMG monopolari precedentemente elaborati, per studiare le manifestazioni mioelettriche di fatica, sono state estratte due metriche su epoche di segnale di durata pari a 1 s o 2048 campioni:

- Nel dominio del tempo, il valor quadratico medio (RMS), indicatore di ampiezza del segnale;
- Nel dominio della frequenza, la frequenza mediana dello spettro di potenza del segnale (MDF). La densità spettrale di potenza (PSD) è stata calcolata con finestrazione di Hamming della lunghezza di un'epoca, senza overlapping di campioni. La MDF è il valore di frequenza che divide tale distribuzione in parti uguali (González-Izal et al., 2012).

La fatica mioelettrica è verificata quando è presente un aumento in RMS o un decremento in MDF, progressivi in entrambi casi (Merletti et al., 1990).

Dall'esempio riportato in figura 11, viene analizzato il segnale proveniente dal canale 49 della matrice. Visualizzando un secondo del segnale monopolare all'inizio e alla fine del task, si nota come, all'inizio dell'esercizio, il segnale presenta delle oscillazioni rapide, che diventano più lente verso la fine dell'esercizio.

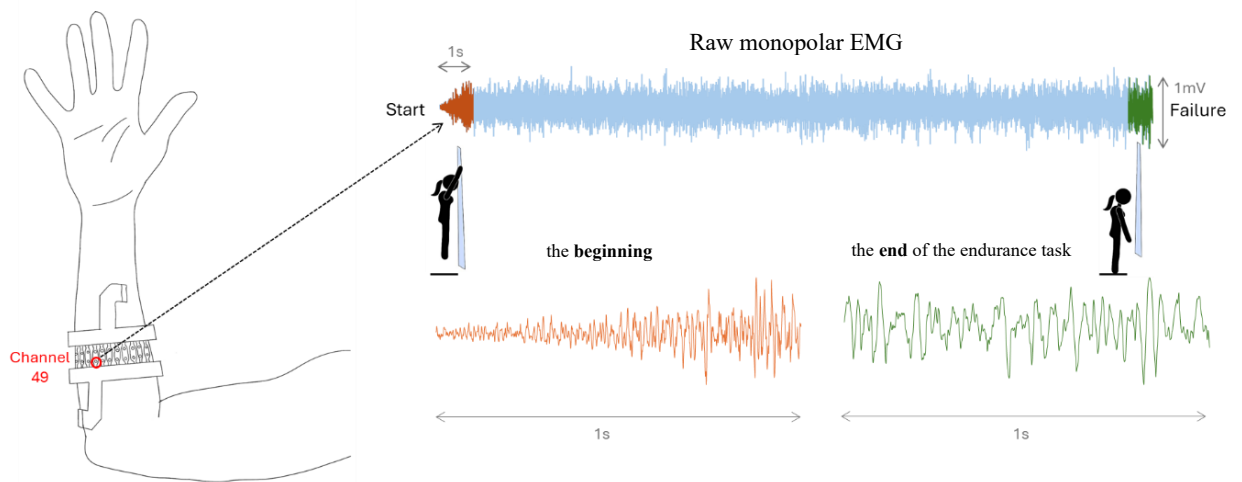


Figura 16: Segnale EMG monopolare dal canale 49, con zoom sul primo e sull'ultimo secondo dell'esercizio di resistenza.

Per verificare la presenza di affaticamento mioelettrico, per ogni soggetto e per ogni suo task, sono state realizzate tre mappe colore dei valori di RMS e MDF estratti per ogni canale della matrice che rappresentano la media:

- a) Delle prime 5 epoche;
- b) Delle 5 epoche centrali;
- c) Delle ultime 5 epoche.

Tali mappe rappresentano su una scala colore le ampiezze dei due indicatori estratti. In Figura 17 sono presentate le 6 mappe colore ottenute dai segnali registrati dal soggetto 1 in una delle tre sessioni di misura.

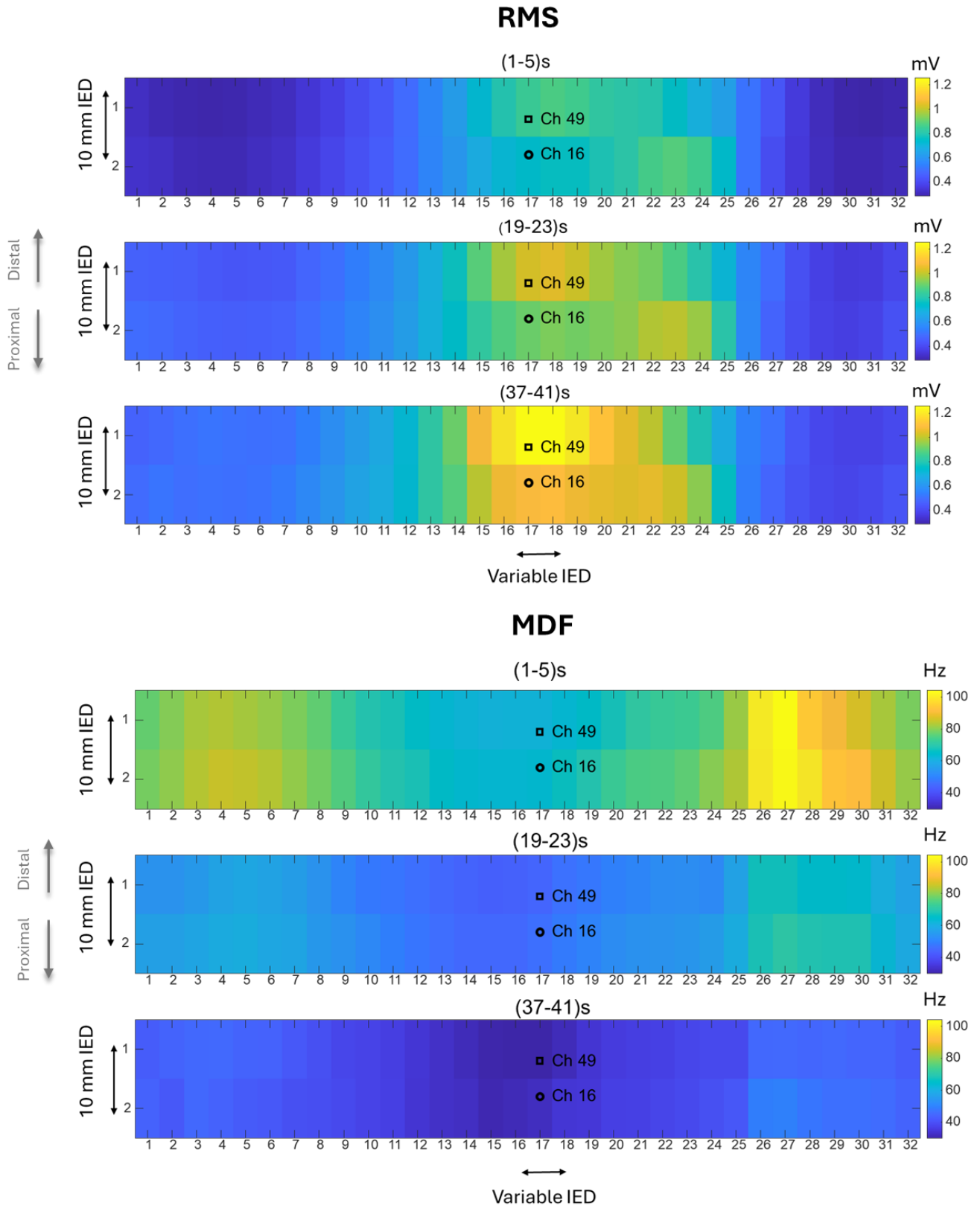


Figura 17: Mappe colore di RMS (le prime 3) e MDF (le ultime 3)

Per analizzare l'evoluzione temporale dei parametri RMS e MDF, è stata determinata la pendenza della retta di regressione lineare su tali parametri nel corso delle diverse epoche.

Per una questione di visualizzazione sono stati selezionati solo due canali, i cui valori di RMS e MDF sono rappresentativi dell'intera prova. Su di essi sono tracciate le rette di regressione lineare con rispettiva pendenza e intercetta (un esempio in Figura 18).

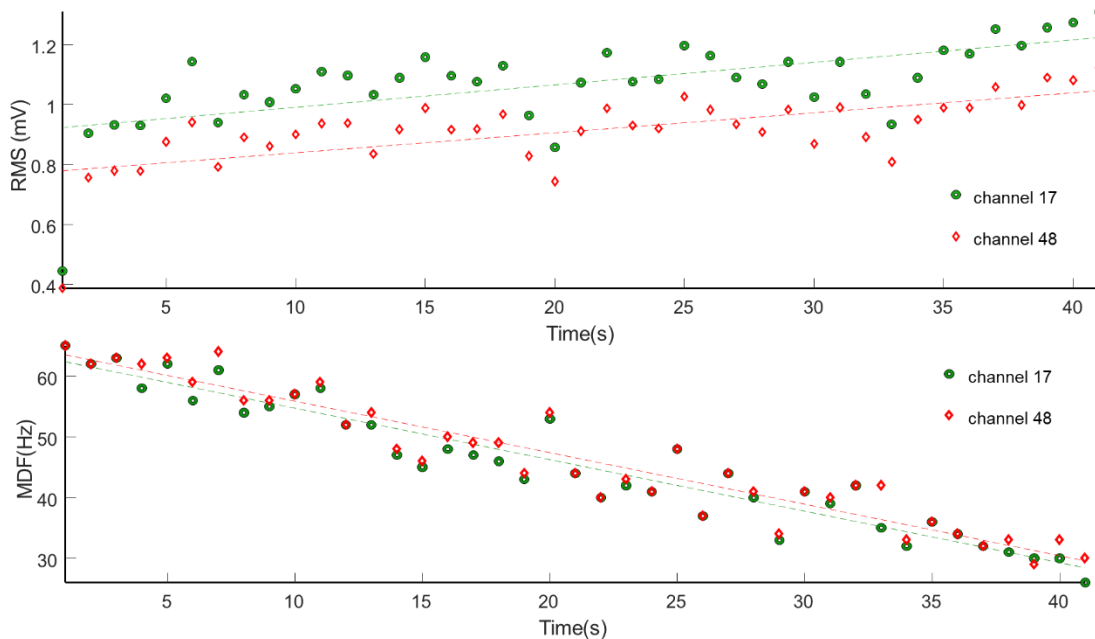


Figura 18: Fatigue plot RMS (sopra) e MDF (sotto) dei canali 17 e 48.

Dai fatigue plot, si può notare come la pendenza dell'RMS risulti positiva in quanto l'ampiezza del segnale aumenta nel tempo mentre la pendenza dell'MDF risulta negativa dato che i suoi valori diminuiscono nel tempo.

Le pendenze dei valori di RMS e MDF per ogni canale sono state rappresentate con una mappa colore 2D in modo da studiarne la distribuzione spaziale.

Per identificare i canali a cui è associato un maggior valore di pendenza dell'indicatore, è stato utilizzato un algoritmo basato su soglia definito (Vieira et al., 2010). In particolare, si è impostata una soglia pari al 70% del massimo valore tra gli slope RMS di ogni mappa colore o del minimo valore tra gli slope MDF. Tutti i canali rispettivamente al di sopra e al di sotto della soglia sono stati selezionati ed evidenziati sulle mappe colore.

È stata successivamente creata un'immagine con scala binaria basata sulla precedente selezione, in cui i canali al di sopra della soglia sono stati impostati pari a 1 e quelli sottosoglia a 0. Un algoritmo basato sulla teoria degli insiemi connessi ha permesso di isolare da tali matrici binarie dei cluster di attività (Vieira et al., 2010). Tra tutti i cluster individuati solo quello con numerosità maggiore è stato selezionato. Dai valori degli indicatori corrispondenti al cluster selezionato è stato estratto un parametro spaziale che descrive le coordinate della posizione del centroide (valore medio pesato della distribuzione dei valori dei parametri). In questo studio è stato scelto di considerare solo la coordinata trasversale del centroide lungo la circonferenza dell'avambraccio. La sua coordinata longitudinale avendo una distanza interelettrodica di solo 1 cm tra le due schiere non è stata reputata significativa e quindi non è stata calcolata (Figura 19).

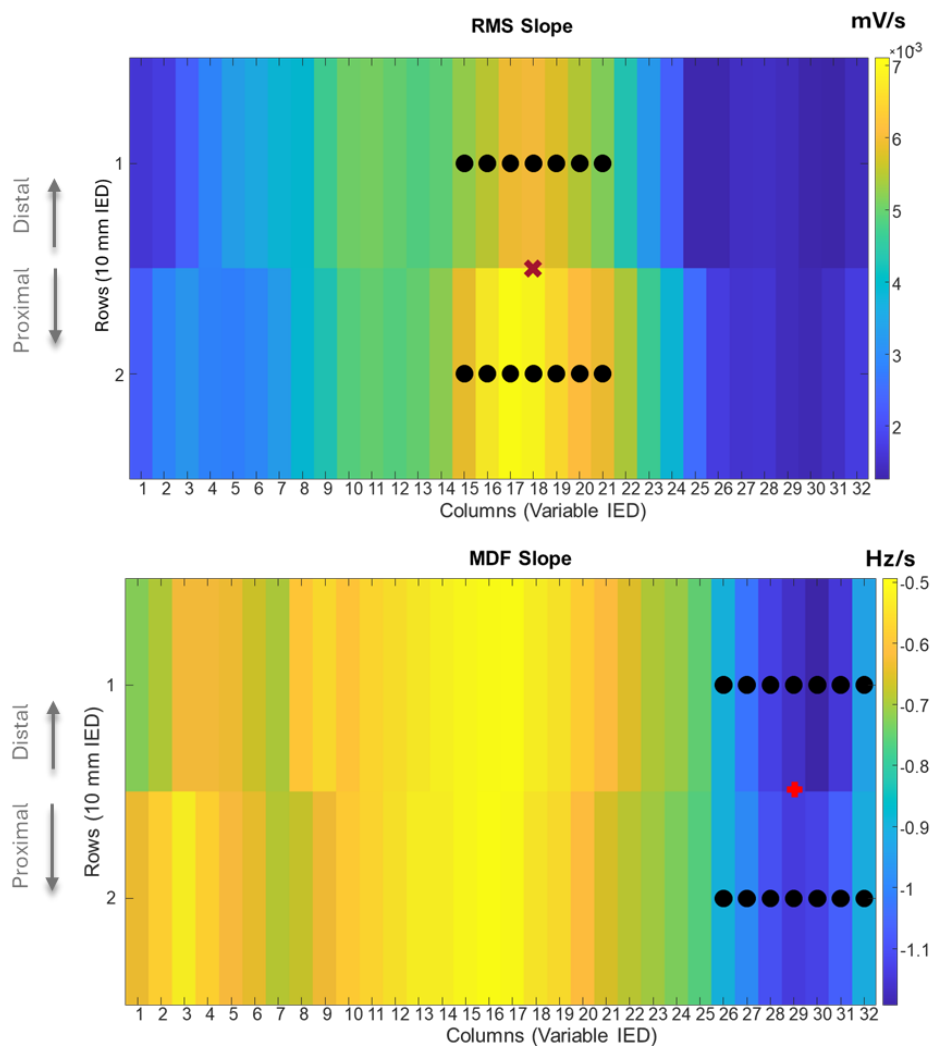


Figura 19: Mappe colore degli slope RMS e MDF. I punti neri rappresentano i canali selezionati con l'algoritmo di segmentazione mentre le croci rosse mostrano la coordinata longitudinale del loro centroide.

4.6. Analisi statistica

Tutti i dati statistici sono stati studiati usando il software MATLAB (v.2023b).

- 1) Inizialmente è stato eseguito il test statistico di Shapiro-Wilk per valutare la normalità dei dati, al fine di verificare se il set di dati segue una distribuzione normale. Questo test è fondamentale prima di applicare altre tecniche statistiche che richiedono l'assunzione di normalità. Dall'esecuzione di questo test è emerso che solo due delle sei metriche analizzate seguivano una distribuzione normale.
- 2) Le metriche che non seguono una distribuzione gaussiana è stato utilizzato il test di Friedman, un test statistico non parametrico impiegato per rilevare differenze significative tra più di due gruppi correlati quando i dati non soddisfano le assunzioni di normalità. Per le due metriche con distribuzione normale, invece, è stato utilizzato il test ANOVA a una via (ANOVA1).
- 3) Se il test risulta statisticamente significativo è necessario fare confronti multipli per determinare quali gruppi differiscono significativamente tra loro, per fare ciò viene utilizzata funzione *multcompare* con il metodo di Bonferroni.
- 4) È stata applicata una analisi di correlazione di Spearman per valutare le associazioni tra il descrittore MDF slope e il tempo di sospensione.

Per tutte le analisi, il livello di significatività statistica è stato fissato al 5% ($P \leq 0.05$).

5. Risultati

Questa sezione presenta i risultati ottenuti dall'elaborazione dei segnali, dai quali sono stati estratti i descrittori necessari per l'analisi statistica. Le analisi sono state effettuate su un campione di 18 soggetti. Di questi, il soggetto 17 è stato scartato a causa della bassa qualità dei segnali, e del soggetto 6 non è stata considerata nei test statistici la terza prova (30 minuti di recupero dalla prova due), a causa di una perdita di pacchetti superiore al 50% del totale della prova. Il primo descrittore che è stato analizzato è il tempo di sospensione, indicatore della fatica muscolare. In seguito, vengono riportati i risultati dell'analisi statistica dei descrittori delle manifestazioni mioelettriche di fatica, tra cui le pendenze medie, numero di canali attivi, e coordinate del baricentro di RMS e MDF.

5.1 Tempo di sospensione

Il test di normalità Shapiro-Wilk del tempo di sospensione nelle tre categorie indica che i dati seguono una distribuzione normale ($p < 0.026$), e si procede quindi con il test statistico ANOVA1. In Figura 20 si mostrano le distribuzioni dei tempi di sospensione dei 17 soggetti considerati nelle tre prove effettuate in forma di boxplot. Mediamente i soggetti erano in grado di resistere intorno ai 70 secondi, senza alcun effetto significativo della preparazione alla prova ($p > 0.8894$). Il grafico che rappresenta la distribuzione dei tempi di sospensione mostra una riduzione del valore mediano nelle tre prove consecutive. Ciononostante, l'assenza di significatività statistica potrebbe essere associata ad una maggiore variabilità dei valori dei tempi di sospensione all'interno della popolazione testata.

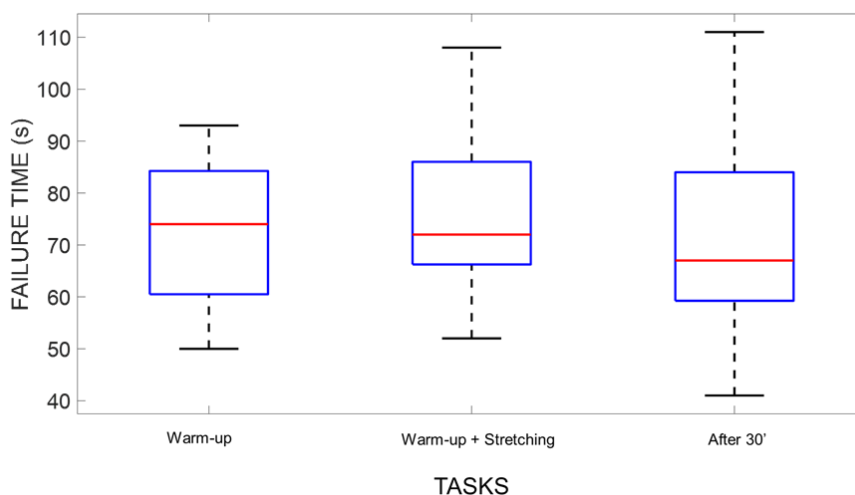


Figura 20: Boxplot del tempo di cedimento nelle tre preparazioni fisiche.

5.2 Pendenze medie

La distribuzione dei dati è gaussiana solo per i valori di pendenza media dell'RMS mentre non è gaussiana per i valori di pendenza media del MDF. Si procede con il test non parametrico di Friedman per la variabile di pendenza media MDF, mentre per la variabile pendenza media RMS viene utilizzato ANOVA1. Le pendenze medie dell'RMS (Figura 21.A) non hanno mostrato differenze statisticamente significative tra i tre task con range di circa ± 4 mV/s. Per quanto riguarda le pendenze del valore MDF (Figura 21.B), esse mostrano una manifestazione mioelettrica di fatica in quanto la frequenza mediana tende a diminuire dall'inizio alla fine del test (mediamente -0.6 Hz/s). Ciononostante, i soggetti sembrano non risentire dell'effetto della preparazione al task in quanto non si evidenziano differenze statisticamente significative tra le tre prove ($p > 0.456$) come mostrato in Figura 21.B.

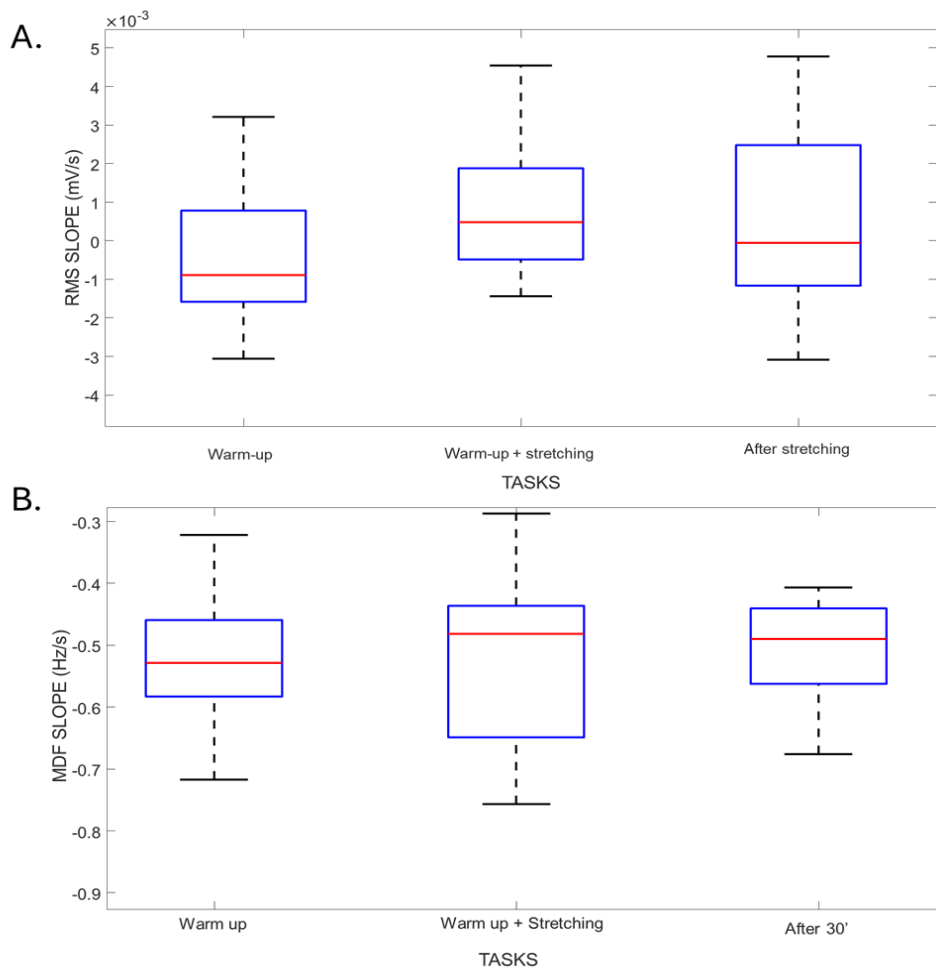
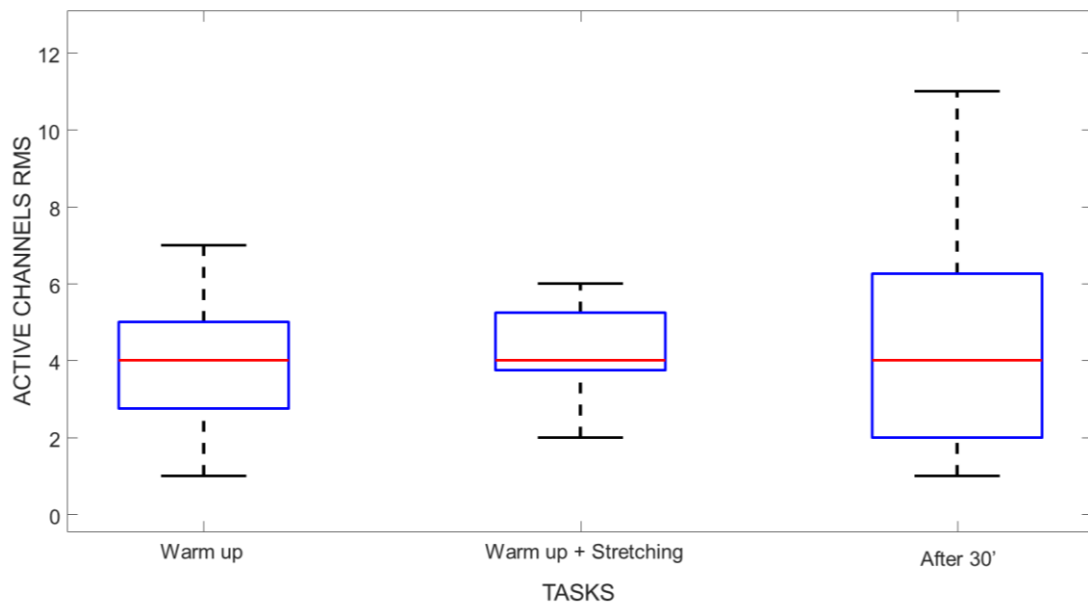


Figura 21: Boxplot di RMS (A) e MDF (B) slope nelle tre differenti preparazioni fisiche.

5.3 Numero di canali attivi

Il test di normalità sul numero di canali attivi per i descrittori di pendenza di RMS e MDF hanno evidenziato una distribuzione non normale dei dati. Per il numero di canali attivi calcolato dalle pendenze del descrittore RMS (Figura 22.A) non vi è alcuna differenza statistica significativa ($p > 0.724$). Mediamente il numero di canali considerati attivi è di circa 4 in tutte le prove. In Figura 22.B si osserva una differenza statisticamente significativa per il numero di canali attivi calcolati dalle pendenze MDF ($p < 0.01$) e per poter fare confronti tra le tre preparazioni fisiche

A.



B.

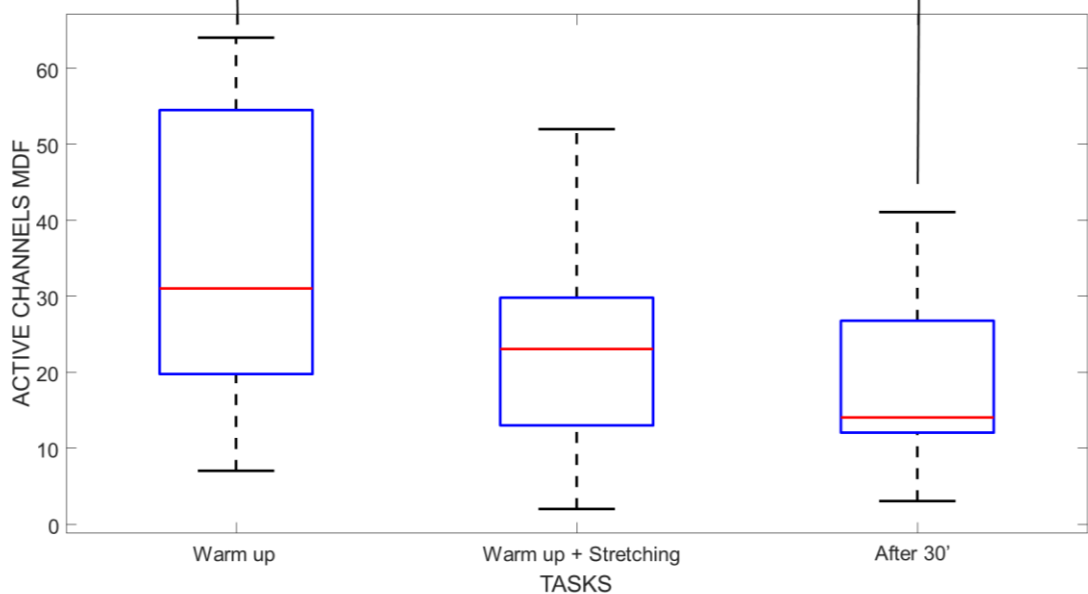


Figura 22: Boxplot dei canali attivi di RMS (A) e MDF (B) slope nelle tre preparazioni fisiche

è stata utilizzata la funzione *multcompare* con il metodo di Bonferroni. I confronti multipli sono necessari per determinare quali gruppi differiscono significativamente tra loro. Il numero di canali attivi calcolati dai valori di pendenza MDF (Figura 22.B) nel caso di prova di sospensione effettuata dopo il solo riscaldamento (in media 30 canali) è risultato significativamente maggiore ($p < 0.01$) rispetto al test effettuato dopo 30 minuti di solo riposo (mediamente 15 canali). Anche nel caso della seconda prova, riscaldamento immediatamente seguito da stretching ha portato mediamente ad un numero di canali attivi minore (in media 22 canali), rispetto alla condizione di solo riscaldamento, ma ciò non è statisticamente significativo ($p = 0.08$).

5.4 Coordinate del centroide

Il test di normalità Shapiro-Wilk è stato applicato alla sola coordinata trasversale del centroide di MDF e RMS slope (Figura 23). Le coordinate del centroide RMS seguono una distribuzione normale mentre le coordinate del centroide MDF no. Si procede rispettivamente con il test ANOVA1 e il test non parametrico di Friedman dai quali non si evidenziano delle differenze statisticamente significative ($p > 0.472$).

Il centroide per entrambi i descrittori è stato calcolato rispetto al canale 16 che è il punto di riferimento del posizionamento della matrice come descritto nel paragrafo 4.2.1. Una pendenza positiva in termini di RMS indica zone normalmente localizzate in posizione laterale rispetto al punto di riferimento mentre la maggior parte che ha pendenze negative in termini di RMS indicano il centroide dello slope RMS in posizione dorsale (Figura 23.A). Al contrario, nel caso delle zone che mostrano maggiore pendenza in termini di MDF, queste sono posizionate nella maggior parte dei soggetti ventralmente (Figura 23.B).

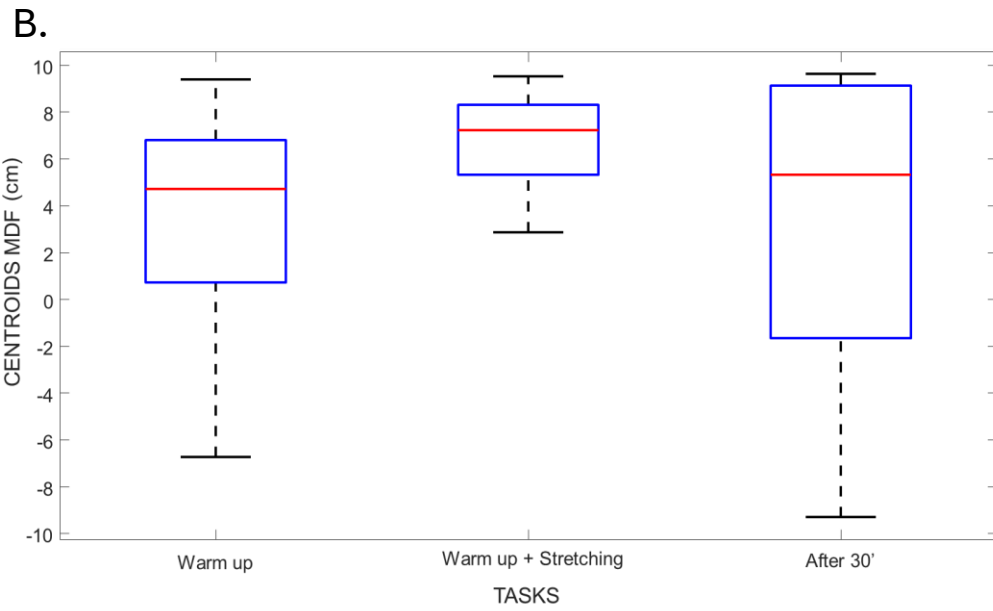
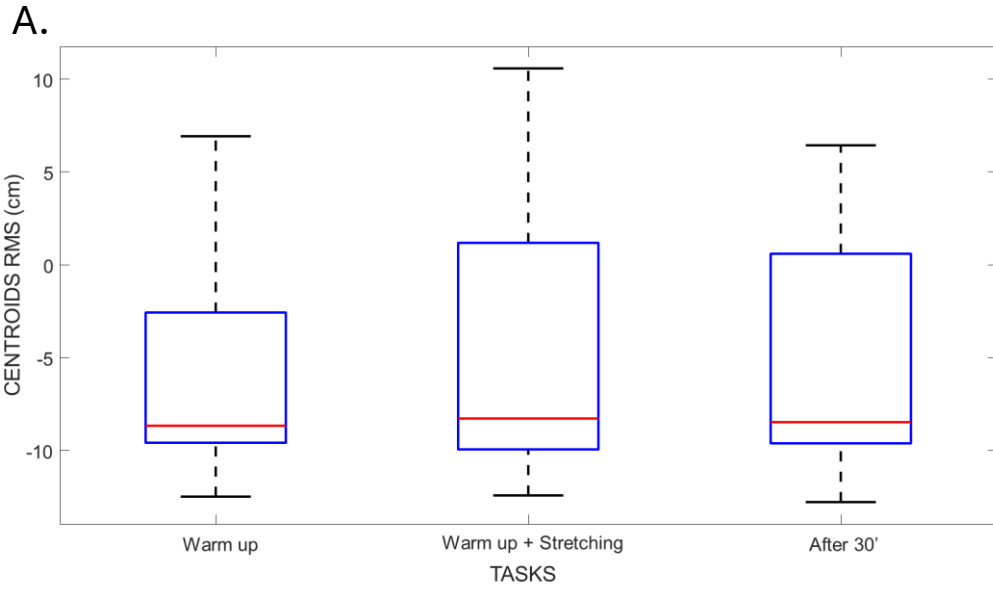


Figura 23: Boxplot delle posizioni dei centroidi nella mappa RMS (A) e MDF (B) nelle tre preparazioni fisiche. La posizione 0 indica il canale 16 posizionato come descritto nei metodi.

5.5 Analisi di correlazione

Nella Figura 24 è mostrata la correlazione tra il tempo di cedimento e il descrittore di fatica MDF slope. Le pendenze di MDF ed il tempo di sospensione hanno mostrato una correlazione

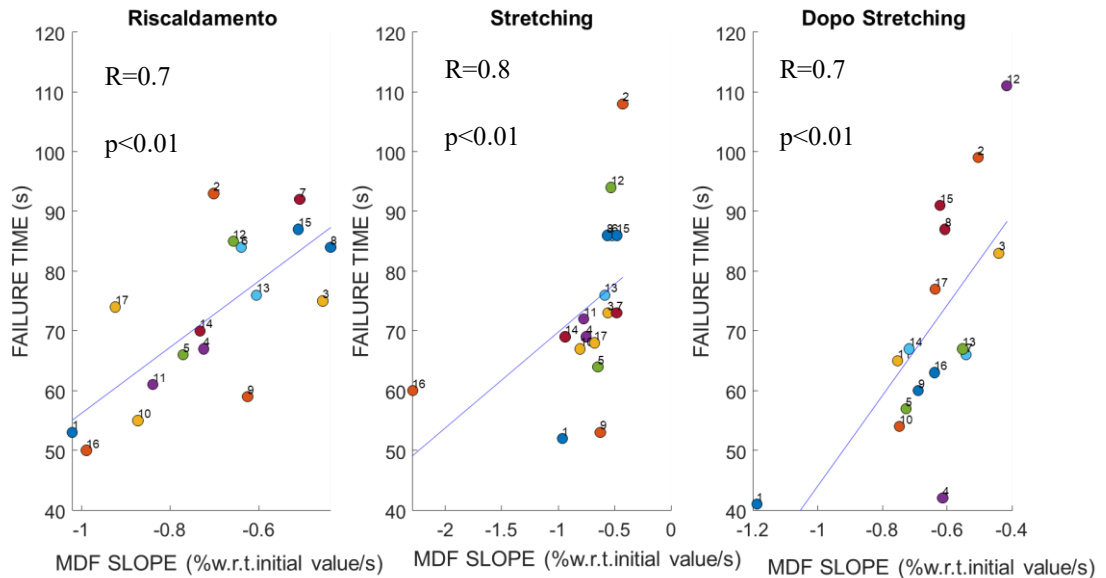


Figura 24: Questi grafici rappresentano la relazione che c'è tra il tempo di cedimento e i valori negativi di MDF slope.

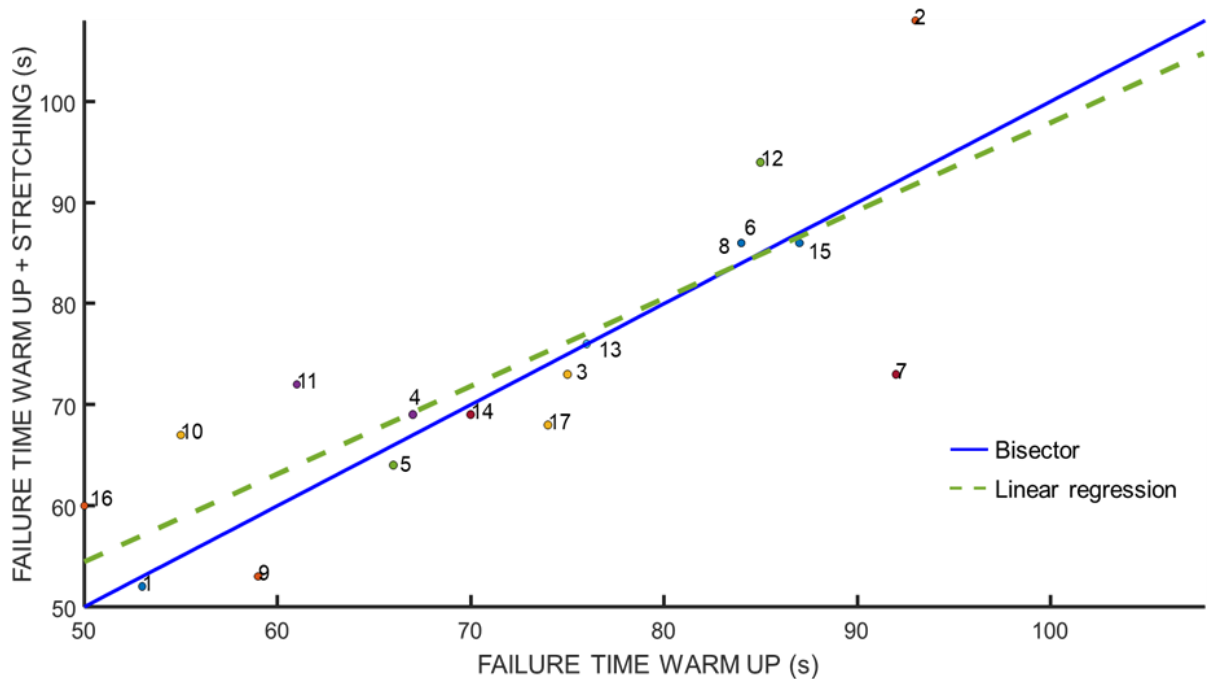


Figura 25: Grafico che rappresenta la relazione tra i tempi di cedimento dopo il riscaldamento e dopo il riscaldamento immediatamente seguito dallo stretching.

significativa in tutte le prove ($p < 0.035$). Considerando la variabilità tra soggetti, una maggiore manifestazioni mioelettriche di fatica corrisponde a un minor tempo di sospensione a prescindere dalla preparazione all'esercizio.

Nella Figura 25 è mostrato il grafico che rappresenta la relazione tra il tempo di cedimento dopo il solo riscaldamento e il tempo di cedimento dopo il riscaldamento immediatamente seguito dallo stretching. Possiamo notare come la linea di regressione (retta tratteggiata verde) abbia una pendenza minore della bisettrice (retta blu). Indicando una leggera tendenza ad avere un tempo di sospensione maggiore nell'esercizio di sospensione preceduto dal solo riscaldamento.

6. Discussione

Lo studio è volto a valutare la suscettibilità del muscolo all'affaticamento dopo una sessione di stretching. Considerando tale condizione poco favorevole in termini di forza prodotta dal punto di vista muscolare, si vuole testare l'effetto dello stretching su un compito di sospensione in isometria. A tal fine sono state valutate variazioni nella distribuzione di manifestazioni mioelettriche di fatica nei muscoli dell'avambraccio, attraverso i descrittori RMS e MDF. Contrariamente a quanto atteso non sono state evidenziate differenze statisticamente significative nei valori dei descrittori RMS e MDF e nei tempi di sospensione ottenuti nelle tre condizioni evidenziando che il riscaldamento e lo stretching non influenzano le performance degli atleti in sospensione statica su tessuto aereo. I risultati ottenuti sono commentati nello specifico qui di seguito.

Le evidenze raccolte circa le pendenze dei valori di RMS e MDF verificano solo parzialmente le ipotesi avanzate sull'andamento di tali descrittori come effetto di affaticamento muscolare. Mentre i valori di MDF decrescono nel tempo concordemente con quanto atteso per tutte le prove, i valori di RMS mostrano una maggiore variabilità senza un netto aumento. Nonostante RMS e MDF siano entrambi correlati alle manifestazioni mioelettriche della fatica, il secondo descrittore è considerato più robusto ed affidabile del primo (Petrofsky JS., 1981) Infatti, il descrittore RMS è più sensibile a variazioni dell'ampiezza del segnale EMG possibilmente associate a diversi fattori quali: una maggiore sincronizzazione delle unità motorie (Yao et al., 2000), reclutamento di unità motorie non affaticate (Garland et al., 1994), una riduzione della velocità di conduzione (Dimitrova & Dimitrov, 2003) e cambiamenti nella forma del potenziale d'azione intracellulare (Littgau, 1965). Al contrario il descrittore MDF lavorando nel dominio della frequenza è maggiormente associato a processi fisiologici e biochimici che si verificano all'inizio della contrazione. Durante le contrazioni prolungate infatti, la riduzione della MDF è legata alla diminuzione della velocità di conduzione dei potenziali (Brody et al., 1991), dovuta ad unità motorie affaticate che contribuiscono a una compressione dello spettro di potenza EMG verso frequenze più basse (Vieira et al., 2010). La robustezza del descrittore MDF è ulteriormente provata dalla correlazione significativa tra i tempi di sospensione e i valori di pendenza in ogni condizione coerentemente con quanto atteso. Infatti, una maggiore variazione del descrittore MDF è correlata ad un minor tempo di sospensione in tutte le condizioni.

Per quanto riguarda l'effetto dello stretching, l'ipotesi che esso possa portare a delle differenze in termini di manifestazioni mioelettriche di fatica (maggiori pendenze RMS, minori pendenze

MDF) non è stata verificata. Diverse possono esserne le cause tra cui: il fenomeno di apprendimento degli atleti, la durata degli esercizi di stretching e da fattori anatomici. Non si può escludere infatti che gli atleti nei giorni consecutivi abbiano migliorato le loro performance sportive ottimizzando le proprie tecniche di sospensione al fine di migliorare i tempi. Inoltre, studi in letteratura hanno dimostrato che una reale diminuzione della forza si osserva a seguito di una durata maggiore della fase di stretching. Infine, l'assenza di un effetto dello stretching sui descrittori di manifestazione mioelettrica di fatica potrebbe essere dovuta ad un ridotto allungamento dei muscoli dell'avambraccio a causa dell'elevata lunghezza dei tendini dei muscoli flessori che conferisce una maggiore rigidità al sistema.

Per quanto noto, questo è il primo studio che riporta una applicazione dei sistemi di elettromiografia di superficie ad alta densità per la valutazione delle manifestazioni mioelettriche di fatica in acrobatica aerea. A sostegno dei sistemi ad alta densità (Cerone et al., 2019) e data l'alta sensibilità delle registrazioni monopolari (Farina et al., 2008) sensibili ai cambiamenti indotti dalla fatica, è stato dimostrato che sia le fibre profonde che le superficiali contribuiscano ai cambiamenti nei descrittori EMG durante il compito di sospensione. Nello studio presentato l'utilizzo di una matrice circolare di elettrodi ha permesso di analizzare le attivazioni muscolari di entrambi flessori ed estensori dell'avambraccio. Sono state evidenziate differenze nella distribuzione spaziale della variazione dei descrittori estratti, mappandoli in regioni distinte nella griglia di elettrodi. Si potrebbe pensare che gli elettrodi che forniscono le pendenze di MDF più elevate coprano le fibre più affaticate, mentre gli elettrodi associati a pendenze di RMS più alte coprano regioni in cui vengono reclutate nuove fibre. Qualsiasi tentativo di avanzare una spiegazione plausibile per questa rappresentazione spaziale differenziata di entrambi i descrittori sarebbe troppo speculativo: sono necessari ulteriori studi per affrontare il motivo per cui le regioni dell'avambraccio che forniscono i maggiori aumenti in RMS e le maggiori diminuzioni in MDF non coincidono. Risulta chiaro che, per le condizioni e i soggetti testati, MDF e RMS riflettono eventi di fatica diversi.

7. Conclusioni

In conclusione, nonostante i risultati ottenuti non siano in linea con le ipotesi avanzate relative all'effetto dello stretching, questo studio ha permesso di valutare le manifestazioni mioelettriche di fatica in maniera non invasiva e innovativa rispetto allo stato dell'arte. Infatti, il presente studio si configura come il primo in letteratura a valutare i segnali elettromiografici ad alta densità in acrobatica aerea. Inoltre, esso ha permesso di studiare le attivazioni muscolari con un elevato campionamento spaziale trovando delle differenze inattese sulle attivazioni muscolari in diverse regioni dell'avambraccio.

Per investigare ulteriormente il ruolo dello stretching nell'ottica di migliorare le performance e la resistenza degli atleti nelle discipline aeree studi futuri dovrebbero tenere conto di potenziali limitazioni nel presente lavoro circa la durata dello stretching, la numerosità della popolazione testata e potrebbe essere interessante valutare cambiamenti architetturali della regione di interesse prima e dopo lo stretching tramite immagini ecografiche per poter verificare eventuali cambiamenti nella lunghezza del tendine.

8. Riferimenti

- Behm, D. G., Bambury, A., Cahill, F., & Power, K. (2004). Effect of acute static stretching on force, balance, reaction time, and movement time. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 36(8), 1397–1402. <https://doi.org/10.1249/01.MSS.0000135788.23012.5F>
- Brody, L. R., Pollock, M. T., Roy, S. H., & De Luca, C. J. (1991). *pH-induced effects on median frequency and conduction velocity of the myoelectric signal*. www.physiology.org/journal/jappl
- Cerone, G. L., Botter, A., & Gazzoni, M. (2019). A modular, smart, and wearable system for high density sEMG detection. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 66(22), 3371–3380. <https://doi.org/10.1109/TBME.2019.2904398>
- Cifrek, M., Medved, V., Tonković, S., & Ostojić, S. (2009). Surface EMG based muscle fatigue evaluation in biomechanics. *Clinical Biomechanics*, 24(4), 327–340. <https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2009.01.010>
- De Luca, C. J. (1984a). *MYOELECTRICAL MANIFESTATIONS OF LOCALIZED MUSCULAR FATIGUE IN HUMANS*.
- De Luca, C. J. (1984b). *Myoelectrical manifestations of localized muscular fatigue in humans*. *Crit Rev Biomed Eng [Internet]*. 11(4):251–79. <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/6391814>
- Dimitrova, N. A., & Dimitrov, G. V. (2003). Interpretation of EMG changes with fatigue: Facts, pitfalls, and fallacies. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 13(1), 13–36. [https://doi.org/10.1016/S1050-6411\(02\)00083-4](https://doi.org/10.1016/S1050-6411(02)00083-4)
- Emily Scherb. (2018). *Applied Anatomy of Aerial Arts* . North Atlantic Books.
- Enoka, R. M. (1995). Mechanisms of muscle fatigue: Central factors and task dependency. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 5(3), 141–149. [https://doi.org/10.1016/1050-6411\(95\)00010-W](https://doi.org/10.1016/1050-6411(95)00010-W)
- Farina, D., Leclerc, F., Arendt-Nielsen, L., Buttelli, O., & Madeleine, P. (2008). The change in spatial distribution of upper trapezius muscle activity is correlated to contraction duration. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 18(1), 16–25. <https://doi.org/10.1016/j.jelekin.2006.08.005>

- Garland, S. J., Enoka, R. M., Serrano, L. P., & Robinson, G. A. (1994). *Behavior of motor units in human biceps brachii during a submaximal fatiguing contraction*. www.physiology.org/journal/jappl
- González-Izal, M., Malanda, A., Gorostiaga, E., & Izquierdo, M. (2012). Electromyographic models to assess muscle fatigue. In *Journal of Electromyography and Kinesiology* (Vol. 22, Issue 4, pp. 501–512). <https://doi.org/10.1016/j.jelekin.2012.02.019>
- Halbertsma, J. P. K., Göeken, L. N. H., Hof, A. L., Groothoff, J. W., & Eisma, W. H. (2001). Extensibility and stiffness of the hamstrings in patients with nonspecific low back pain. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 82(2), 232–238. <https://doi.org/10.1053/apmr.2001.19786>
- Kokkonen, J., Nelson, A. G., Eldredge, C., & Winchester, J. B. (2007). Chronic static stretching improves exercise performance. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 39(10), 1825–1831. <https://doi.org/10.1249/mss.0b013e3181238a2b>
- Konrad, A., & Tilp, M. (2014). Increased range of motion after static stretching is not due to changes in muscle and tendon structures. *Clinical Biomechanics*, 29(6), 636–642. <https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2014.04.013>
- LocalizedMuscleFatigue-DefinitionandMeasurement1973*. (n.d.).
- Lüttgau, H. C. (1965). THE EFFECT OF METABOLIC INHIBITORS ON THE FATIGUE OF THE ACTION POTENTIAL IN SINGLE MUSCLE FIBRES. In *J. Physiol* (Vol. 178).
- Merletti, R., & Cerone, G. L. (2020). Tutorial. Surface EMG detection, conditioning and pre-processing: Best practices. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 54. <https://doi.org/10.1016/j.jelekin.2020.102440>
- Merletti, R., Knaflitz, M., De Luca, C. J., & DE LUCA Myoelectric manifestations, C. J. (1990). Myoelectric manifestations of fatigue in voluntary and electrically elicited contractions. In *J. Appl. Physiol* (Vol. 69, Issue 5). www.physiology.org/journal/jappl
- Petrofsky JS. (1981). Quantification through the surface EMG of muscle fatigue and recovery during successive isometric contractions. *Aviat Space Environ Med*.
- Rubini, E. C., Costa, A. L. L., & Gomes, P. S. C. (2007). The Effects of Stretching on Strength Performance. In *Sports Med* (Vol. 37, Issue 3).

- Trajano, G. S., Seitz, L., Nosaka, K., Blazeovich, A. J., & Blazeovich, A. J. (2013). First published May 9. *J Appl Physiol*, *115*, 212–218. <https://doi.org/10.1152/jappphysiol.00333.2013>.
The
- Upton¹, A. R. M., Mccomas¹, A. J., & Sica², R. E. P. (1971). Potentiation of “late” responses evoked in muscles during effort. In *J. Neurol. Neurosurg. Psychiat* (Vol. 34).
- van Beek, N., Stegeman, D. F., van den Noort, J. C., (H.E.J.) Veeger, D., & Maas, H. (2018). Activity patterns of extrinsic finger flexors and extensors during movements of instructed and non-instructed fingers. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, *38*, 187–196. <https://doi.org/10.1016/j.jelekin.2017.02.006>
- Vieira, T. M. M., Merletti, R., & Mesin, L. (2010). Automatic segmentation of surface EMG images: Improving the estimation of neuromuscular activity. *Journal of Biomechanics*, *43*(11), 2149–2158. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2010.03.049>
- Vigouroux, L., & Quaine, F. (2006). Fingertip force and electromyography of finger flexor muscles during a prolonged intermittent exercise in elite climbers and sedentary individuals. *Journal of Sports Sciences*, *24*(2), 181–186. <https://doi.org/10.1080/02640410500127785>
- Warneke, K., Lohmann, L. H., Behm, D. G., Wirth, K., Keiner, M., Schiemann, S., & Wilke, J. (2024). Effects of Chronic Static Stretching on Maximal Strength and Muscle Hypertrophy: A Systematic Review and Meta-Analysis with Meta-Regression. In *Sports Medicine - Open* (Vol. 10, Issue 1). Springer Science and Business Media Deutschland GmbH. <https://doi.org/10.1186/s40798-024-00706-8>
- Woods, K., Bishop, P., & Jones, E. (2007). Warm-Up and Stretching in the Prevention of Muscular Injury. In *Sports Med* (Vol. 37, Issue 12).
- Yao, W., Fuglevand, A. J., & Enoka, R. M. (2000). *Motor-Unit Synchronization Increases EMG Amplitude and Decreases Force Steadiness of Simulated Contractions*.