



**Politecnico  
di Torino**

**Politecnico di Torino**

Corso di Laurea Magistrale in Ingegneria Biomedica

A.A. 2024/2025

Sessione di laurea Luglio 2025

**Possono le strategie neurali spiegare  
la maggior endurance in  
arrampicatori di livello avanzato  
durante contrazioni sostenute  
all'esaurimento?**

Relatori:

Taian Martins Vieira

Beatriz Bachero-Mena

Candidato:

Giuseppe Carollo





# Sommario

L'arrampicata sportiva richiede un'elevata capacità di generare e sostenere forza nei flessori delle dita, muscoli relativamente piccoli ma sottoposti a carichi considerevoli durante l'esercizio. La letteratura ha già evidenziato adattamenti strutturali del sistema neuromuscolare distintivi tra atleti di diverso livello di expertise [1]. Tuttavia, non è chiaro se vi siano anche diverse strategie neurali adottate dalle diverse categorie per fronteggiare le impegnative condizioni di sforzo prolungato. Queste ultime potrebbero contribuire a spiegare le differenze fra atleti di livello intermedio e di livello avanzato. La presente tesi si propone di indagare tali differenze, con particolare attenzione a fenomeni come la rotazione delle unità motorie (MU) e l'emergere di modalità sinergiche o compensatorie nell'attivazione muscolare. Sono stati testati 43 soggetti di livello intermedio e avanzato durante un esercizio di sospensione isometrica a fatica eseguito su pan Güllich, utilizzando prese half-crimp di diversa profondità (20 mm, 30 mm). L'attività muscolare degli avambracci è stata registrata tramite HD-sEMG con griglie di 64 elettrodi collegate al sistema MEACS. I segnali sono stati decomposti in singole unità motorie, da cui sono state estratte metriche temporali e spaziali (frequenza di sparo media (*MFR*), istante di reclutamento, coefficiente di variazione dell'intervallo fra spari (*CoV of the ISI*), intermittenza, valore efficace e frequenza mediana). È stata inoltre condotta un'analisi relativa alle modalità sinergiche tra unità motorie, analizzandone i pattern di attivazione tramite riduzione dimensionale (analisi delle componenti principali - PCA). I dati sono stati analizzati statisticamente con test parametrici e non parametrici per confrontare i due gruppi di atleti. Per i modi delle unità motorie individuati con la PCA è stata effettuata un'analisi di correlazione bivariata. I risultati hanno evidenziato differenze significative nei *MFR* tra i due gruppi in entrambe le prese, mentre non sono emerse differenze nei *CoV of the ISI*. Le deboli relazioni lineari osservate tra le proprietà fisiologiche e temporali delle unità motorie sono attribuibili al netto sbilanciamento nella distribuzione delle MU decomposte dall'algoritmo, prevalentemente reclutate nelle fasi iniziali del task. L'analisi dei modi delle unità motorie (*MU Modes*) ha rivelato, per ogni gruppo e presa, la presenza di due modi principali che spiegano oltre il 75% della varianza. Nella seconda fase del task fino all'esaurimento, è stata osservata in tutti i casi

una chiara inversione compensativa nelle attivazioni: la prima modalità decresce nell'attivazione mentre la seconda aumenta, suggerendo un meccanismo neurale condiviso volto a contrastare la fatica. Questo comportamento comune tra gruppi conferma che le differenze prestazionali risiedono negli adattamenti strutturali già documentati nello studio precedente [1], ma aggiunge evidenza dell'esistenza di strategie neurali condivise tra i due gruppi per la gestione della fatica.

## Abstract

Sport climbing requires a high capacity to generate and sustain force in the finger flexors, relatively small muscles that are subjected to considerable loads during exercise. The scientific literature has already highlighted structural adaptations of the neuromuscular system that distinguish athletes of different levels of expertise [1]. However, it remains unclear whether different neural strategies are also adopted by these groups to cope with the demanding conditions of prolonged exertion. These strategies could help explain the differences between intermediate and advanced climbers. This thesis aims to investigate such differences, with particular attention to phenomena such as motor unit (MU) rotation and the emergence of synergistic or compensatory activation patterns. A total of 43 intermediate and advanced-level subjects were tested during a fatiguing isometric hang task performed on a campus board using half-crimp holds of varying depths (20 mm, 30 mm). Forearm muscle activity was recorded using HD-sEMG with 64-electrode grids connected to the MEACS system. Signals were decomposed into single motor units, from which temporal and spatial metrics were extracted (mean firing rate (MFR), recruitment time, coefficient of variation of the inter-spike interval (CoV of the ISI), intermittency, root mean square, and median frequency). MU activation patterns were further analyzed through dimensionality reduction (principal component analysis – PCA) to assess synergistic organization. Statistical analysis was conducted using parametric and non-parametric tests to compare the two athlete groups. A bivariate correlation analysis was performed on the motor unit modes identified via PCA. Results showed significant differences in MFR between groups for both holds, while no differences emerged in CoV of the ISI. Weak linear relationships between physiological and temporal MU properties were attributed to the uneven distribution of decomposed MUs, mostly recruited in the early stages of the task. The analysis of MU modes revealed two dominant components in each group and condition, explaining over 75% of the variance. In the second phase of the task, up to exhaustion, a consistent compensatory inversion was observed: the first mode decreased in activation while the second increased, suggesting a shared neural mechanism to counteract fatigue. This common behavior between groups

confirms that performance differences are primarily due to structural adaptations previously reported [1], while also providing evidence of shared neural strategies for fatigue management.



# Indice

|                                                                               |    |
|-------------------------------------------------------------------------------|----|
| <b>Elenco delle figure</b>                                                    | IV |
| <b>Elenco delle tabelle</b>                                                   | X  |
| <b>1 Introduzione</b>                                                         | 1  |
| 1.1 Razionale dello studio . . . . .                                          | 1  |
| 1.2 Obiettivo dello studio . . . . .                                          | 4  |
| <b>2 Stato dell'arte</b>                                                      | 5  |
| 2.1 L'Arrampicata sportiva . . . . .                                          | 5  |
| 2.1.1 Lo Sport . . . . .                                                      | 8  |
| 2.1.2 Indicatori della performance . . . . .                                  | 17 |
| 2.1.3 Il ruolo dei flessori delle dita . . . . .                              | 23 |
| 2.2 Il segnale elettromiografico . . . . .                                    | 29 |
| 2.2.1 La fatica muscolare . . . . .                                           | 33 |
| 2.2.2 L'elettromiografia di superficie ad alta densità di elettrodi . . . . . | 38 |
| 2.3 L'unità motoria . . . . .                                                 | 43 |
| 2.3.1 Modalità di reclutamento delle unità motorie . . . . .                  | 45 |
| 2.3.2 Rate Coding . . . . .                                                   | 48 |
| 2.3.3 Sostituzione e rotazione di unità motorie . . . . .                     | 50 |
| 2.4 La decomposizione di segnali mioelettrici . . . . .                       | 52 |
| 2.4.1 Algoritmi di decomposizione . . . . .                                   | 54 |
| 2.5 Le sinergie muscolari . . . . .                                           | 57 |
| 2.5.1 L'ipotesi dell'Uncontrolled Manifold e la Motor Equivalence . . . . .   | 59 |
| 2.5.2 I modi delle unità motorie . . . . .                                    | 61 |

|          |                                                                  |            |
|----------|------------------------------------------------------------------|------------|
| <b>3</b> | <b>Metodi</b>                                                    | <b>63</b>  |
| 3.1      | Soggetti . . . . .                                               | 63         |
| 3.2      | Protocollo sperimentale . . . . .                                | 64         |
| 3.2.1    | Il sistema di acquisizione MEACS . . . . .                       | 67         |
| 3.3      | Analisi dei dati . . . . .                                       | 72         |
| 3.3.1    | Decomposizione dei segnali HD-sEMG . . . . .                     | 73         |
|          | Preparazione dei segnali . . . . .                               | 73         |
|          | DEMUSE . . . . .                                                 | 74         |
|          | Ispezione visiva delle unità motorie . . . . .                   | 75         |
|          | Editing manuale . . . . .                                        | 80         |
| 3.3.2    | Estrazione delle metriche per le singole unità motorie . . . .   | 81         |
| 3.3.3    | Visualizzazione della variazione temporale dei MUAP . . . .      | 87         |
| 3.3.4    | MU Modes . . . . .                                               | 89         |
| 3.4      | Analisi statistica . . . . .                                     | 93         |
| <b>4</b> | <b>Risultati</b>                                                 | <b>95</b>  |
| 4.1      | Caratteristiche delle singole MU . . . . .                       | 97         |
| 4.1.1    | Frequenza media di sparo . . . . .                               | 97         |
| 4.1.2    | Coefficiente di variazione degli intervalli inter-spike . . . .  | 99         |
| 4.1.3    | Intermittenza . . . . .                                          | 100        |
| 4.2      | Relazioni tra le variabili fisiologiche delle singole MU . . . . | 102        |
|          | Mean MDF slope vs Mean RMS slope . . . . .                       | 102        |
|          | Mean MDF slope vs Recruitment instant . . . . .                  | 103        |
|          | $\Delta$ RMS Centroids vs Recruitment instant . . . . .          | 104        |
|          | Failure time vs Mean MDF slope . . . . .                         | 106        |
| 4.3      | MU Modes . . . . .                                               | 109        |
| <b>5</b> | <b>Discussione</b>                                               | <b>118</b> |
| <b>6</b> | <b>Conclusioni</b>                                               | <b>123</b> |
|          | <b>Bibliografia</b>                                              | <b>124</b> |

# Elenco delle figure

|      |                                                                                                                                                                                                                                                                            |    |
|------|----------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|----|
| 2.1  | Arrampicatore scala una parete rocciosa in falesia . . . . .                                                                                                                                                                                                               | 8  |
| 2.2  | Arrampicatori scalano una parete di ghiaccio . . . . .                                                                                                                                                                                                                     | 9  |
| 2.3  | Atleta si allena in palestra su parete artificiale . . . . .                                                                                                                                                                                                               | 9  |
| 2.4  | Attrezzatura base per l'arrampicata: (a) casco, (b) corda, (c) imbrago, (d) moschettone, (e) freno, (f) rinvii. . . . .                                                                                                                                                    | 10 |
| 2.5  | Tipologie più comuni di prese artificiali . . . . .                                                                                                                                                                                                                        | 11 |
| 2.6  | Dead-hang test su presa half-crimp . . . . .                                                                                                                                                                                                                               | 12 |
| 2.7  | Lead, Boulder e Speed climbing . . . . .                                                                                                                                                                                                                                   | 15 |
| 2.8  | Riepilogo qualitativo delle evidenze disponibili in letteratura per ciascuna categoria funzionale associata alla performance nell'arrampicata sportiva. La grandezza del raggio di ciascun cerchio è proporzionale alla quantità relativa di articoli pubblicati . . . . . | 17 |
| 2.9  | Relazione tra gli anni di esperienza nell'arrampicata e la forza di prensione espressa come percentuale del peso corporeo (%BW), misurata in due prese della mano: Open-Hand e Half-crimp . . . . .                                                                        | 19 |
| 2.10 | Schema esemplificativo del processo di Route previewing [35] . . . . .                                                                                                                                                                                                     | 22 |
| 2.11 | Rappresentazione anatomica dei muscoli flessori delle dita: (a) Flexor Digitorum Superficialis, (b) Flexor Digitorum Profundus. . . . .                                                                                                                                    | 23 |
| 2.12 | Scalatrice affronta una parete naturale aiutandosi con della magnesite applicata alle mani . . . . .                                                                                                                                                                       | 25 |
| 2.13 | Controllo motorio volontario: via efferente . . . . .                                                                                                                                                                                                                      | 29 |
| 2.14 | Modalità di acquisizione del segnale elettromiografico: (a) sEMG, (b) iEMG . . . . .                                                                                                                                                                                       | 30 |
| 2.15 | Evoluzione nel tempo di fatica meccanica e elettrofisiologica . . . . .                                                                                                                                                                                                    | 33 |



|      |                                                                                                                                                                                                                                                                                                               |    |
|------|---------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|----|
| 2.16 | Densità spettrale di potenza del segnale mioelettrico all'inizio e alla fine di una contrazione a forza costante [48] . . . . .                                                                                                                                                                               | 34 |
| 2.17 | Elettrodi posti in posizioni diverse rilevano segnali diversi in ampiezza e contenuto spettrale . . . . .                                                                                                                                                                                                     | 38 |
| 2.18 | HD-sEMG: (a) rappresentazione schematica della griglia di elettrodi applicata a un muscolo generico; (b) evoluzione spazio-temporale dell'ARV in 4 immagini ottenute da segnali monopolari derivanti da contrazioni volontarie del muscolo gastrocnemio [51] . . . . .                                        | 39 |
| 2.19 | Segnali monopolari e singolo differenziali provenienti da una schiera lineare di elettrodi . . . . .                                                                                                                                                                                                          | 40 |
| 2.20 | Array bidimensionale di 8 colonne $\times$ 16 righe applicato alla regione dorsale dell'avambraccio. Le 5 mappe rappresentano la distribuzione spaziale di RMS DI 112 (8x16) segnali monopolari calcolati su una finestra di segnale lunga 1 secondo durante l'estensione di ognuna delle dita [53] . . . . . | 41 |
| 2.21 | Rappresentazione di un'unità motoria . . . . .                                                                                                                                                                                                                                                                | 43 |
| 2.22 | Le tre tipologie di fibre muscolari . . . . .                                                                                                                                                                                                                                                                 | 44 |
| 2.23 | Rappresentazione qualitativa del Principio di Henneman . . . . .                                                                                                                                                                                                                                              | 46 |
| 2.24 | Pool di Motoneuroni del midollo spinale . . . . .                                                                                                                                                                                                                                                             | 47 |
| 2.25 | Registrazione che mostra la rotazione in un paio di MU dell'extensor carpi radialis. I due grafici sono istogrammi che mostrano l'Instantaneous Discharge Rate delle MU 1 e 2 [16] . . . . .                                                                                                                  | 50 |
| 2.26 | Dal segnale interferente EMG ai singoli treni di impulsi delle MU .                                                                                                                                                                                                                                           | 52 |
| 2.27 | Spike-triggered average del potenziale d'azione di una singola unità motoria registrata con griglia 10 $\times$ 10 (bipolare, IED = 5 mm) [57] .                                                                                                                                                              | 54 |
| 2.28 | Visualizzazione congiunta della forza muscolare, della frequenza di sparo delle MU e della distribuzione spaziale dell'attività EMG su griglia durante una contrazione isometrica. . . . .                                                                                                                    | 56 |
| 2.29 | Tipologie di Motor Primitives: MP1, MP2, MP3 . . . . .                                                                                                                                                                                                                                                        | 58 |

|      |                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                            |    |
|------|------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|----|
| 2.30 | Rappresentazione schematica del concetto di Uncontrolled Manifold (UCM) e Motor Equivalence (ME). Le variazioni tra ripetizioni di uno stesso compito si distribuiscono principalmente lungo la UCM (linea tratteggiata obliqua), dove il compito può essere eseguito con diverse combinazioni motorie equivalenti. Le deviazioni ortogonali (nME) invece alterano il risultato del compito [64] . . . . . | 60 |
| 2.31 | Rappresentazione grafica degli MU modes. Questi gruppi funzionali ricevono tutti dei comandi $\lambda_{MU}$ che modulano le frequenze di sparo ( $f_{MU}$ ) in modo covariante. I guadagni dei MU modes co-variano per stabilizzare variabili di prestazione rilevanti per il compito, come la forza muscolare. . . . .                                                                                    | 61 |
| 3.1  | (A) Esercizio in sospensione; (B) Presa Half-crimp. . . . .                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                | 65 |
| 3.2  | Schema del protocollo seguito. . . . .                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                     | 66 |
| 3.3  | Sonda MEACS confrontata dimensionalmente con una moneta da 2 euro. . . . .                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                 | 67 |
| 3.4  | Matrice di elettrodi applicata a un avambraccio destro. . . . .                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                            | 68 |
| 3.5  | Quattro misure di circonferenza dell'avambraccio, misurate sul polso e a 1/4, 1/2 e 3/4 della lunghezza dell'avambraccio (lf). . . . .                                                                                                                                                                                                                                                                     | 69 |
| 3.6  | Posizionamento matrice sulla base delle misure antropometriche. . .                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                        | 70 |
| 3.7  | Set-up sperimentale. . . . .                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                               | 71 |
| 3.8  | Heat maps relativa alle discrepanze spaziali di RMS Slope e MDF Slope [1]. . . . .                                                                                                                                                                                                                                                                                                                         | 72 |
| 3.9  | Interfaccia grafica di DEMUSE, ogni quadratino verde sulla destra corrisponde a uno dei 64 canali. . . . .                                                                                                                                                                                                                                                                                                 | 74 |
| 3.10 | Esempio di MUs con forme d'onda fisiologiche. Modalità Singolo Differenziale - Soggetto #3 - presa 20mm - MU #2, #3; in alto sono rappresentate le forme d'onda post-STA, in basso le corrispondenti mappe RMS con i centroidi individuati sulla base dei canali segmentati.                                                                                                                               | 77 |

|      |                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                    |     |
|------|------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|-----|
| 3.11 | CKC Inspector: in alto si osservano i MUAPs dei 64 canali mediati tramite STA, in basso si hanno: il firing pattern con i relativi Instantaneous Discharge Rates (IDR) per ogni sparo, i treni dei pulses, relativi anch'essi a ciascun evento (subj #4 – presa 30 mm – MU #6).                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                    | 78  |
| 3.12 | Evoluzione temporale della forma d'onda MUAP per una singola unità motoria, visualizzata in configurazione monopolare (Soggetto 14 – presa 30 mm - MU #4 (Istante di Reclutamento: 0.5%). Le tre forme mediate (ciano: fase iniziale, blu: fase intermedia, magenta: fase finale) sono sovrapposte per visualizzare la progressiva variazione dovuta all'affaticamento. Le percentuali in legenda indicano le estremità temporali dei 3 segmenti rispetto alla durata della contrazione. Le regioni evidenziate in verde rappresentano i canali segmentati in base ai valori RMS del MUAP complessivo, ovvero i canali più attivi. | 88  |
| 3.13 | Esempio di segnali di attivazione continua ottenuti mediante smussamento dei pattern di sparo di cinque MU con una finestra di Hann (1 s). I treni di spike discreti sono stati convertiti in segnali continui espressi in pulse per second (pps), per descrivere l'andamento temporale dell'attività delle MU lungo il task isometrico. (Soggetto #02 - presa 30 mm).                                                                                                                                                                                                                                                             | 90  |
| 4.1  | Frequenza media di sparo (MFR) per entrambe le prese e in ogni gruppo.                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                             | 98  |
| 4.2  | Coefficiente di Variazione degli intervalli inter-spike (CoV of ISI) per entrambe le prese e in ogni gruppo.                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                       | 100 |
| 4.3  | Intermittenza (%) per entrambe le prese e in ogni gruppo.                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                          | 101 |
| 4.4  | Scatter plot degli MDF Slope e RMS slope medi delle MU di ogni gruppo per entrambe le prese.                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                       | 102 |
| 4.5  | Scatter plot degli MDF Slope medi e degli istanti di reclutamento delle MU di ogni gruppo per entrambe le prese.                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                   | 104 |
| 4.6  | Scatter plot delle distanze euclidee dei centroidi RMS e degli istanti di reclutamento delle MU di ogni gruppo per entrambe le prese.                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                              | 105 |

|      |                                                                                                                                                                                                                                                           |     |
|------|-----------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|-----|
| 4.7  | Scatter plot dei tempi di cedimento (Failure time) e degli MDF slope medi delle MU di ogni gruppo per entrambe le prese. . . . .                                                                                                                          | 106 |
| 4.8  | Andamento dei primi tre MU Modes per il gruppo <i>Intermediate</i> - presa da 20 mm. . . . .                                                                                                                                                              | 110 |
| 4.9  | Varianza spiegata dalle componenti principali nel gruppo <i>Intermediate</i> - presa da 20 mm. . . . .                                                                                                                                                    | 110 |
| 4.10 | Andamento dei primi tre MU Modes per il gruppo <b>Advanced</b> durante presa da 20 mm. . . . .                                                                                                                                                            | 111 |
| 4.11 | Varianza spiegata dalle componenti principali nel gruppo <b>Advanced</b> - presa da 20 mm. . . . .                                                                                                                                                        | 111 |
| 4.12 | Andamento dei primi tre MU Modes per il gruppo <i>Intermediate</i> - presa da 30 mm. . . . .                                                                                                                                                              | 112 |
| 4.13 | Varianza spiegata dalle componenti principali nel gruppo <i>Intermediate</i> - presa da 30 mm. . . . .                                                                                                                                                    | 112 |
| 4.14 | Andamento dei primi tre MU Modes per il gruppo <i>Advanced</i> - presa da 30 mm. . . . .                                                                                                                                                                  | 113 |
| 4.15 | Varianza spiegata dalle componenti principali nel gruppo <i>Advanced</i> - presa da 30 mm. . . . .                                                                                                                                                        | 113 |
| 4.16 | Confronto tra Mode 1 e Mode 2 detrendizzate nel gruppo <i>Intermediate</i> durante presa da 20 mm. A sinistra: profili temporali delle due Mode; a destra: scatter plot con coefficiente di correlazione ( $R = -0,162$ , $p = 0,108$ ). . . . .          | 116 |
| 4.17 | Confronto tra Mode 1 e Mode 2 detrendizzate nel gruppo <b>Advanced</b> durante presa da 20 mm. A sinistra: profili temporali delle due Mode; a destra: scatter plot con coefficiente di correlazione ( $R = 0,376$ , $p = 1,17 \times 10^{-4}$ ). . . . . | 116 |
| 4.18 | Confronto tra Mode 1 e Mode 2 detrendizzate nel gruppo <i>Intermediate</i> durante presa da 30 mm. A sinistra: profili temporali delle due Mode; a destra: scatter plot con coefficiente di correlazione ( $R = -0,012$ , $p = 0,902$ ). . . . .          | 117 |

|      |                                                                                                                                                                                                                                                                     |     |
|------|---------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|-----|
| 4.19 | Confronto tra Mode 1 e Mode 2 detrendizzate nel gruppo <b>Advanced</b><br>durante presa da 30 mm. A sinistra: profili temporali delle due Mode;<br>a destra: scatter plot con coefficiente di correlazione ( $R = -0,383$ ,<br>$p = 8,42 \times 10^{-5}$ ). . . . . | 117 |
|------|---------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|-----|

# Elenco delle tabelle

|     |                                                                                                                                          |     |
|-----|------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|-----|
| 2.1 | Scale e gradi d'arrampicata con livelli corrispondenti . . . . .                                                                         | 14  |
| 2.2 | Confronto tra le tre tecniche EMG analizzate in termini di vantaggi<br>e svantaggi . . . . .                                             | 42  |
| 2.3 | Caratteristiche e corrispondenze tra unità motorie e tipologie di fibre<br>muscolari . . . . .                                           | 45  |
| 4.1 | Valori di correlazione ( $R$ ) e significatività ( $p$ ) per ciascuna relazione,<br>suddivisi per presa e livello di esperienza. . . . . | 108 |
| 4.2 | Percentuale di varianza spiegata dalle prime tre componenti princi-<br>pali (MU Modes) per ciascun gruppo e condizione. . . . .          | 109 |
| 4.3 | Coefficienti di correlazione di Pearson ( $R$ ) tra i Mode 1 e i Mode 2<br>nei diversi confronti tra gruppi e prese. . . . .             | 114 |
| 4.4 | Coefficienti di correlazione di Pearson tra le curve detrendizzate di<br>Mode 1 e Mode 2 per ciascuna condizione sperimentale. . . . .   | 115 |



# Capitolo 1

## Introduzione

### 1.1 Razionale dello studio

Negli ultimi anni, l'arrampicata sportiva ha conosciuto un'espansione senza precedenti, culminata con il suo debutto come disciplina olimpica ai Giochi di Tokyo 2020. Questo traguardo ha sancito il riconoscimento internazionale di uno sport giovane ma in rapida evoluzione, e ha accelerato lo sviluppo delle competenze e delle metodologie di allenamento. La crescente complessità dei tracciati e l'abbassamento dell'età media dei praticanti hanno reso necessaria una maggiore attenzione da parte della comunità scientifica e sportiva, sia in termini di prevenzione infortunistica sia di comprensione dei meccanismi fisiologici e neuromuscolari alla base della performance [2]. L'arrampicata è caratterizzata da sforzi isometrici e pliometrici ad alta intensità e richiede il coordinamento di azioni complesse che coinvolgono simultaneamente più articolazioni nella progressione lungo pareti attrezzate. La stabilizzazione del tronco e il controllo degli arti inferiori supportano il trasferimento efficace della forza verso gli arti superiori, con un coinvolgimento predominante dei muscoli flessori delle dita situati nell'avambraccio, deputati alla generazione e al mantenimento della presa [3, 4]. La letteratura scientifica indaga sia gli aspetti fisico-motori che quelli percettivo-cognitivi della performance arrampicatoria [5]. Il presente studio si concentra sui primi, con l'obiettivo di individuare somiglianze o differenze nei meccanismi legati all'endurance, componente centrale nel *Lead Climbing* [6], tra atleti con diverso livello di expertise [7].



Alcuni studi hanno già mostrato differenze nella capacità di endurance tra arrampicatori esperti, novizi e soggetti non allenati, evidenziando variazioni nella prestazione [8], nell'ossigenazione muscolare [9], nella risposta vascolare [10, 11] e nell'attività elettromiografica dei flessori delle dita [12]. Nelson-Wong et al. [13] hanno attribuito le differenze trovate alla diversa esperienza e frequenza di allenamento, fattori determinanti per lo sviluppo nel tempo di adattamenti fisiologici specifici. In continuità con questi risultati, lo studio di Vieira et al. [1] ha messo in luce come le manifestazioni mioelettriche di fatica riflettano gli adattamenti strutturali del sistema neuromuscolare, fornendo una base fisiologica plausibile per le differenze prestazionali evidenziate tra soggetti di livello avanzato e intermedio. Il presente lavoro costituisce la naturale prosecuzione di quest'ultimo, utilizzando gli stessi dati di partenza per approfondire ulteriormente tali differenze.

Oltre agli adattamenti strutturali documentati, infatti, è possibile che arrampicatori con diversi livelli di esperienza utilizzino strategie diverse per ritardare l'affaticamento. Un ruolo centrale può, ad esempio, essere svolto dal sistema di reclutamento delle unità motorie (MU), ovvero i motoneuroni e le fibre muscolari da essi innervate. L'analisi delle MU, possibile oggi anche in modo non invasivo tramite la decomposizione di segnali elettromiografici ad alta densità di elettrodi (HD-sEMG), consente di indagare con maggiore precisione l'organizzazione del controllo neuromuscolare durante compiti ad elevata richiesta di resistenza. E, sebbene numerosi studi abbiano approfondito il comportamento delle MU in contesti di endurance [14, 15], le evidenze specifiche relative all'arrampicata risultano ancora molto limitate.

Per contrastare l'affaticamento, ad esempio, il sistema nervoso centrale (CNS) potrebbe adottare meccanismi quali la **rotazione delle MU**, che si potrebbero riflettere in cambiamenti spaziali nell'attivazione muscolare, osservabili mediante HD-sEMG. La rotazione, intesa come alternanza nel tempo dell'attività di MU con soglie di attivazione simili durante contrazioni prolungate, consente alle regioni dei muscoli in questione di recuperare metabolicamente senza compromettere la forza complessiva prodotta [16, 17]. Studi condotti durante compiti isometrici prolungati a bassa forza, come quello di *Farina et al.* sul trapezio superiore, hanno mostrato variazioni nella distribuzione spaziale dell'attività EMG. Tali

cambiamenti, potenzialmente riconducibili a modifiche nel reclutamento delle MU, sono stati associati alla capacità di sostenere lo sforzo nel tempo e potrebbero riflettere strategie neurali compensatorie, sebbene la natura precisa di questi meccanismi resti oggetto di discussione [18]. Anche l'attività alternata tra sinergisti, osservata nel quadricipite femorale [19, 20], supporta l'ipotesi di una strategia neurale mirata a ottimizzare il flusso ematico e ritardare l'insorgenza della fatica. Nell'ambito dell'arrampicata, benché le evidenze siano ancora scarse, uno studio recente ha mostrato modificazioni nei pattern di attivazione dei muscoli e nella coordinazione articolare durante sospensioni fino a esaurimento, suggerendo un potenziale contributo di aggiustamenti neuromuscolari nella gestione dello sforzo [21].

Un'ulteriore ipotesi sulle possibili strategie neurali adottate dal CNS riguarda l'esistenza di **configurazioni sinergiche complementari** all'interno di uno stesso muscolo o di più muscoli limitrofi, in cui diversi sottoinsiemi di unità motorie cooperano in modo dinamico per sostenere la contrazione. In questo contesto, una temporanea riduzione dell'attivazione in una porzione di MUs potrebbe essere compensata da un incremento in un'altra, contribuendo così al mantenimento della forza complessiva e alla stabilità della performance. Tali configurazioni potrebbero riflettere una strategia neurale orientata a preservare l'efficienza del sistema motorio sotto fatica, come suggerito da studi recenti che hanno evidenziato co-attivazioni stabili e modulabili nel tempo all'interno del Flexor Digitorum Superficialis, anche in condizioni di sforzo prolungato [22]. Sebbene le evidenze su questo tipo di organizzazione siano ancora limitate, l'ipotesi che il CNS possa orchestrare tali dinamiche sinergiche rappresenta una pista promettente per comprendere come esso possa contribuire a tardare l'affaticamento.

L'identificazione di strategie neurali differenziate tra arrampicatori di livello intermedio e avanzato potrebbe fornire nuove indicazioni sui meccanismi che sostengono la resistenza muscolare. Capire se il sistema nervoso adotta configurazioni di attivazione più efficienti con l'aumentare dell'esperienza, avrebbe implicazioni concrete nella *personalizzazione degli allenamenti* e nella *prevenzione di sovraccarichi neuromuscolari*. Tali conoscenze contribuirebbero all'ottimizzazione dei programmi di preparazione atletica, in risposta alle crescenti esigenze di questo sport in evoluzione.

## 1.2 Obiettivo dello studio

In questo studio si è indagata l'esistenza di strategie neurali distinte tra arrampicatori di livello intermedio e avanzato durante un compito isometrico di sospensione fino a esaurimento.

Si sa già che, a parità di compito, i soggetti più esperti presentano una maggiore resistenza all'affaticamento muscolare [1]. Tuttavia, non è ancora chiaro se tali differenze prestazionali siano associate, oltre che ad adattamenti strutturali delle fibre, anche a differenti modalità di controllo neuromuscolare.

Sulla base della letteratura e delle osservazioni preliminari, sono state formulate due ipotesi principali riguardo le possibili strategie adottate dal sistema nervoso centrale per ritardare l'insorgenza della fatica:

1. **Rotazione delle unità motorie**
2. **Organizzazione sinergica delle MU in gruppi coordinati**

L'analisi è stata condotta a partire dai segnali HD-sEMG già raccolti nello studio di *Vieira et al.* [1], dai quali sono state decomposte le MU per analizzare le due strategie ipotizzate.

A margine, sempre nello stesso studio, si è inaspettatamente osservato, per ogni soggetto e per ogni profondità di presa analizzata, che le regioni dell'avambraccio dove si verificano le più alte variazioni di Root Mean Square (RMS) e MeDian Frequency (MDF) sono fra loro diverse. Queste **differenze spaziali** potrebbero essere spiegate dalle diverse regioni di reclutamento delle MU coinvolte nello sforzo: ad esempio, MU "fresche", reclutate alla fine della contrazione in una regione diversa da quella più affaticata<sup>1</sup>, porterebbero a un naturale aumento delle variazioni di RMS, non facendo così coincidere spazialmente i centroidi dei due indicatori di affaticamento.

Si è dunque ipotizzata la possibilità di approfondire questo aspetto, a condizione che la decomposizione permetta di identificare un numero sufficiente di MU reclutate nelle fasi finali della contrazione.

---

<sup>1</sup>regione con variazioni di MDF più elevate.

## Capitolo 2

# Stato dell'arte

### 2.1 L'Arrampicata sportiva

Ogni movimento in arrampicata nasce da una scelta neurale invisibile, da un compromesso tra tensione e rilassamento, tra sforzo e risparmio energetico.

Quando un atleta affronta una parete ciò che vediamo sono le sue dita cercare appigli, ma dietro a questo gesto in realtà c'è l'intero sistema neuromuscolare coinvolto nell'orchestrare una risposta sottile, dinamica e spesso unica. La fatica, in questo contesto, non è solo un limite da superare, ma una variabile attiva, che modella il gesto, modifica i reclutamenti muscolari e innesca strategie adattative.

È in questo intreccio tra controllo motorio e risposta muscolare che discipline come la *biomeccanica* e la *neurofisiologia* trovano spazio per osservare e interpretare ciò che accade sotto la superficie del movimento, dove il corpo costruisce, presa dopo presa, soluzioni diverse per esigenze e condizioni diverse. Ogni atleta, con le proprie caratteristiche e il proprio livello, porta con sé una combinazione di tecniche, percezioni e risposte che possono suggerire l'esistenza di percorsi neuromuscolari non sempre sovrapponibili, ma comunque funzionali.

L'arrampicata è uno sport che può essere definito come la salita di un ostacolo, sia esso una parete rocciosa, un pannello artificiale o una qualsiasi struttura urbana. La linea percorsa in verticale durante un'arrampicata prende il nome di *via d'arrampicata*, mentre coloro che la praticano sono chiamati *scalatori*.

A livello agonistico, l'arrampicata è uno sport relativamente "giovane": è esploso in popolarità solo negli ultimi vent'anni e, a partire dai Giochi Olimpici di Tokyo del 2020, è entrato a far parte del programma olimpico attraverso una competizione che combina le sue tre sottodiscipline:

- **Lead**
- **Speed**
- **Boulder**

Parallelamente alla sua crescente diffusione, questo sport ha attraversato un'evoluzione intrinseca, passando dalla scalata di pareti prevalentemente verticali, all'inclusione di superfici sempre più inclinate in termini di pendenze delle pareti, sia positive che negative, spesso all'interno dello stesso percorso. Questo ha trasformato le scalate moderne, rendendole più tridimensionali e richiedendo un coinvolgimento maggiore e più dinamico di braccia, mani, gambe e piedi per eseguire movimenti più complessi rispetto al passato. L'**aumento della complessità esecutiva** ha comportato un utilizzo più esteso e intenso della muscolatura degli arti, favorendo l'insorgenza di nuove tipologie di infortuni, come quelli associati alla tecnica dell'aggancio del tallone (heel-hook), le fratture dell'osso uncinato o l'edema del midollo osseo delle mani [2].

La crescente attenzione verso la questione degli infortuni si lega anche al **progressivo abbassamento dell'età media degli atleti**: negli ultimi anni, infatti, si è osservato un aumento della partecipazione giovanile, con un conseguente incremento del rischio di traumi specifici. Questo è particolarmente rilevante nei soggetti in età adolescenziale, maggiormente vulnerabili a sollecitazioni muscolari e articolari [2].

L'evoluzione rapida dell'arrampicata sportiva ha reso necessario un monitoraggio sempre più attento delle condizioni fisiche degli atleti, coinvolgendo anche fasce d'età più giovani. Sta emergendo dunque un crescente interesse verso ambiti spesso considerati secondari, come la prevenzione degli infortuni, l'ottimizzazione dell'allenamento, l'ergonomia dei tracciati e, non per ultimo, lo studio delle strategie neuromuscolari adottate in risposta alla fatica.

Questi aspetti, integrati da una supervisione medica specifica e basata su evidenze, risulterebbero oggi fondamentali per sostenere una pratica agonistica sicura e duratura.

Ponendo ora l'attenzione sul singolo atleta, la ricerca sull'arrampicata si articola in due grandi rami con obiettivi differenti [5]:

1. Studio dei fattori determinanti la performance;
2. Studio delle percezioni e delle personalità degli arrampicatori.

La mia ricerca si colloca nel primo ambito, senza tuttavia rappresentare l'unico contributo in questa direzione.

*Gibson-Smith et al.*, ad esempio, in uno studio dedicato alla nutrizione e alla composizione corporea di arrampicatori esperti e novizi, hanno rilevato una possibile associazione tra livelli avanzati di performance e rischio di restrizione energetica e carenze nutrizionali, in particolare di ferro [23]. Gli arrampicatori, infatti, non sono immuni a disturbi alimentari, specialmente nel caso delle donne élite [24].

Studiare la performance dell'atleta significa anche analizzarne il movimento e la tecnica: un esempio in tal senso è il lavoro di *Reveret et al.*, in cui è stato esaminato il movimento tridimensionale degli speed climbers con l'obiettivo di osservare e quantificare il profilo di velocità durante l'ascesa, individuando eventuali deviazioni dal percorso ottimale [25].

Per quanto riguarda il secondo ramo, si tratta attualmente dell'ambito meno esplorato, ma non per questo meno interessante. Tra i contributi più rilevanti si segnala quello di *Fuss, Weizman et al.*, che hanno indagato riguardo come gli arrampicatori percepiscono caratteristiche quali la rugosità (roughness) e l'aderenza (grippiness) delle prese. I risultati hanno evidenziato come quest'ultima rappresenti il parametro principale per valutare le prese e regolare la forza applicata, al fine di massimizzare l'efficienza dell'attrito ed evitare lo scivolamento [26].

Comprendere a fondo l'atleta che pratica l'arrampicata sportiva richiede quindi un approccio integrato che consideri sia gli aspetti fisico-motori, legati alla performance e all'adattamento neuromuscolare, sia quelli percettivo-mentali, che riguardano la relazione dell'atleta con l'ambiente, le prese e la propria esperienza soggettiva.

### 2.1.1 Lo Sport

La disciplina sportiva si basa sulla scalata di pareti attraverso l'uso di ancoraggi permanenti fissi alla roccia o alla parete artificiale. Ogni scalatore possiede un adeguato equipaggiamento usato esclusivamente per l'assicurazione<sup>1</sup>, e non per la progressione. Per tale motivo l'arrampicata sportiva è considerata un tipo di arrampicata 'in libera'.

Le competizioni sono regolamentate a livello internazionale dall'International Federation of Sport Climbing (IFSC), e a livello nazionale italiano dalla Federazione Arrampicata Sportiva Italiana (FAI).

Si può fare una prima distinzione fra diverse specialità di arrampicata in funzione dell'ambiente in cui essa si svolge:

- **Su roccia**



**Figura 2.1:** Arrampicatore scala una parete rocciosa in falesia

---

<sup>1</sup>insieme delle misure e operazioni che un arrampicatore, da solo o in cordata, esegue per arrestare un'eventuale caduta durante la salita di una parete.

- Su ghiaccio



**Figura 2.2:** Arrampicatori scalano una parete di ghiaccio

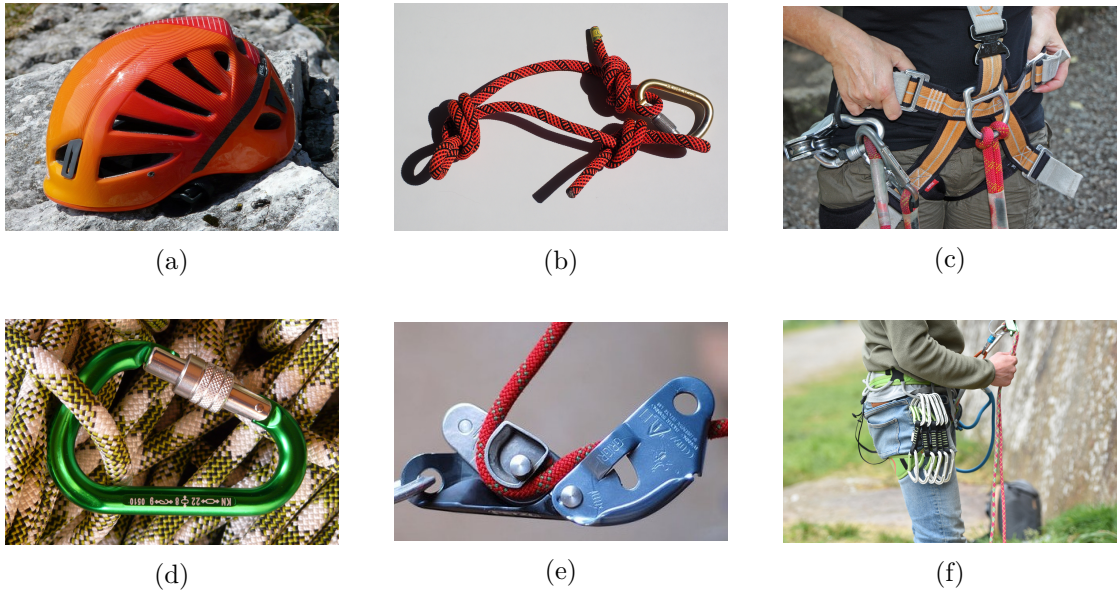
- Indoor



**Figura 2.3:** Atleta si allena in palestra su parete artificiale

Indipendentemente dall'ambiente in cui si scala, un'arrampicatore non può prescindere dall'avere con sé il corretto equipaggiamento per garantire l'assicurazione. Di seguito vengono riportati alcuni degli strumenti indispensabili per una corretta scalata di una via d'arrampicata.



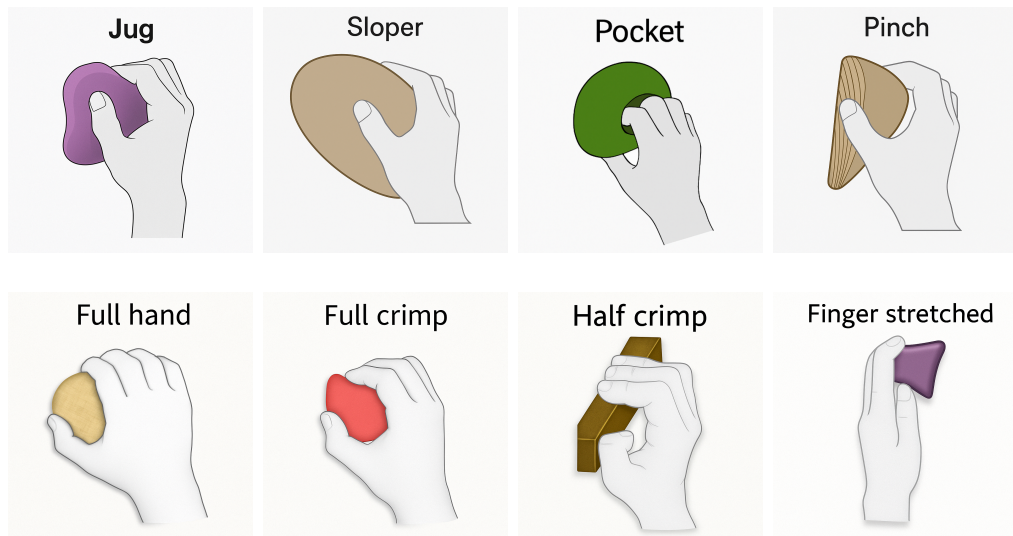


**Figura 2.4:** Attrezzatura base per l'arrampicata: (a) casco, (b) corda, (c) imbrago, (d) moschettone, (e) freno, (f) rinvii.

Se da un lato un buon equipaggiamento garantisce sicurezza durante una scalata, dall'altro la scelta e la gestione delle prese rappresentano criteri altrettanto determinanti affinché una scalata vada a buon fine. Analizzare, inoltre, le varie tipologie di appigli e il materiale che li costituisce, consente di comprendere meglio le strategie motorie adottate dagli scalatori. In alcuni casi, le prese d'arrampicata diventano anche un mezzo molto utile in ricerca: esse infatti possono venir dotate di strumentazioni come trasduttori di forza 3D, al fine di studiare parametri meccanici come la forza di contatto applicata da un soggetto, il tempo di contatto su presa e il coefficiente di attrito [27].

Le prese d'arrampicata si distinguono sostanzialmente in due macrogruppi:

- Prese naturali: create dalla morfologia della roccia, sono irregolari e non seguono una geometria standard.
- Prese artificiali: usate nelle palestre d'arrampicata e progettate intenzionalmente per simulare diverse difficoltà.



**Figura 2.5:** Tipologie più comuni di prese artificiali

Ai fini di questo studio, si è scelta la presa **Crimp**, poiché consente ai flessori delle dita superficiali (FDS) e profondi (FDP) di esercitare una maggiore forza di flessione rispetto ad altre prese comunemente utilizzate in arrampicata su piccoli bordi, come ad esempio la presa **Sloper** [28].

Fra **Full-crimp** e **Half-Crimp** si è poi scelta la seconda tipologia in quanto risulta essere la più usata sia nei test scientifici che negli allenamenti, oltre a essere considerata la più sicura fra le due [29]. In particolare, viene sfruttata per l'esecuzione di test standardizzati come i *dead-hang test*, che rappresentano uno dei modi più diffusi in letteratura per valutare la forza massima o l'endurance in modo specifico e ripetibile, consentendo ad esempio negli studi di effettuare una differenziazione in termini di performance tra atleti di vario grado. *López-Rivera et al.*, infatti, hanno riscontrato una correlazione positiva tra la durata del *dead-hang* e il livello individuale dei soggetti [29], suggerendo che questo test possa quindi essere impiegato per discriminare fra atleti avanzati e intermedi in base alla loro abilità nel mantenere una contrazione isometrica sulle tacche più piccole.



**Figura 2.6:** Dead-hang test su presa half-crimp

Una distinzione tra atleti intermedi e avanzati è utile in ambito scientifico per condurre studi e relative analisi statistiche su due popolazioni differenti ma accomunate dalla pratica dello stesso sport. Più in generale, se si includono anche le competizioni agonistiche, è corretto invece valutare le abilità individuali degli arrampicatori basandosi sull'utilizzo di gradi appartenenti a specifiche scale.

I gradi sono solitamente rappresentati da cifre, numeri romani, lettere, segni +/- o una combinazione di tutti questi, e vengono conseguiti dagli atleti dopo aver terminato una via d'arrampicata in Lead. Ogni percorso ha un 'redpoint'<sup>2</sup> a esso associato e il grado di uno scalatore fa riferimento alla massima ascesa 'redpoint' autodichiarata [7].

---

<sup>2</sup>Dal tedesco *rotpunkt*, si riferisce a una salita in arrampicata lead completata con successo senza cadute né appoggi sul rinvio o sulla corda.

Fra le scale impiegate più comuni vi sono:

- La scala della **Union Internationale des Associations d'Alpinisme (UIAA)**: specifica la difficoltà di un singolo passaggio di arrampicata;
- La **Yosemite Decimal Sistem (YDS)**: principalmente usata negli USA;
- La **French/sport Scale**: rappresenta la difficoltà complessiva di una via d'arrampicata, più utilizzata in Europa.

In questo studio, per valutare il livello d'arrampicata, è stata scelta come riferimento la Scala Francese, seguendo lo standard della *International Rock Climbing Research Association* (IRCRA). Nel presente lavoro sono stati identificati due gruppi di scalatori: uno di livello 'intermedio' (da 5a fino a 6c+) e uno di livello 'avanzato' (da 7a fino a 8a), valutando il livello di ogni soggetto sulle capacità in falesia con modalità di concatenamento a vista<sup>3</sup>.

Le categorie 'Elite' e 'Super Elite' presenti al termine della Tabella 2.1 non sono oggetto di questo studio. È tuttavia importante menzionare come, ultimamente, proprio queste categorie siano state le più soggette a cambiamenti significativi nei programmi di allenamento. Da poco, infatti, è stato reso ufficiale che a partire dalle Olimpiadi di Los Angeles del 2028, le tre principali specialità dell'arrampicata sportiva non saranno più combinate in una competizione unica, ma verranno scisse all'interno del programma olimpico. Ciò implica chiaramente uno sforzo maggiore da parte degli atleti professionisti e degli staff delle rispettive federazioni, chiamati a gestire gli adattamenti richiesti da nuovi programmi di allenamento[2], sempre più mirati verso la settorializzazione dell'atleta in una singola disciplina.

---

<sup>3</sup>Salire una via al primo tentativo, senza cadute e senza averla mai provata o vista fare ad altri.

| UIAA   | YDS     | Francese | Livello      |
|--------|---------|----------|--------------|
| I      | 5       | 1        | Principiante |
| II     | 5.1/5.2 | 2        |              |
| III    | 5.3/5.4 | 3        |              |
| IV     | 5.5     | 4a       |              |
| IV+    | 5.6     | 4b       |              |
| V      | 5.7     | 4c       |              |
| V+     | 5.8     | 5a       | Intermedio   |
| VI-    | 5.9     | 5b       |              |
| VI     | 5.10a   | 5c       |              |
| VI+    | 5.10b   | 6a       |              |
| VII-   | 5.10c   | 6a+      |              |
| VII    | 5.10d   | 6b       |              |
| VII+   | 5.11a   | 6b+      |              |
| VIII-  | 5.11b   | 6c       |              |
| VIII   | 5.11c   | 6c+      | Avanzato     |
| VIII+  | 5.11d   | 7a       |              |
| IX-    | 5.12a   | 7a+      |              |
| IX-/IX | 5.12b   | 7b       |              |
| IX     | 5.12c   | 7b+      |              |
| IX/IX+ | 5.12d   | 7c       |              |
| IX+    | 5.13a   | 7c+      |              |
| IX+/X- | 5.13b   | 8a       | Elite        |
| X-     | 5.13c   | 8a+      |              |
| X      | 5.13d   | 8b       |              |
| X+     | 5.14a   | 8b+      |              |
| X+/XI- | 5.14b   | 8c       | Super Elite  |
| XI-    | 5.14c   | 8c+      |              |
| XI     | 5.14d   | 9a       |              |
| XI+    | 5.15a   | 9a+      |              |
| XII-   | 5.15b   | 9b       |              |
| XII    | 5.15c   | 9b+      |              |

**Tabella 2.1:** Scale e gradi d'arrampicata con livelli corrispondenti

Come già accennato all'inizio, Le tre discipline dell'arrampicata sono: Lead, Speed e Boulder.

1. L'arrampicata **Lead** è la 'gara di difficoltà' e consiste nell'affrontare un percorso mai provato prima. Richiede grandi capacità di lettura dei passaggi, in modo da risolvere le difficoltà del tracciato in modo intuitivo e applicando le giuste coordinazioni motorie. Gli atleti scalano vie di 15-20 metri con corda, partendo da terra e agganciando quest'ultima via via nei rinvii, vince la competizione chi arriva più in alto.
2. Nell'arrampicata **Boulder** si affronta una problematica presente in un blocco<sup>4</sup>, gli atleti devono essere svelti ed effettuare le giuste sequenze motorie per superare il 'rompicapo' e raggiungere la presa di uscita dal blocco, denominata 'Top'. I blocchi vanno risolti in pochi tentativi ed entro un limite di tempo, non si trovano a grandi altezze da terra (4,5 metri al più) e per questo si affrontano senza l'uso di corda ma solamente con materassi di protezione al suolo.
3. L'arrampicata **Speed** è invece un testa a testa in cui due atleti scalano in parallelo una parete standardizzata lunga 15 metri con identiche prese per entrambi. È una gara estremamente veloce che vince chi arriva più velocemente in cima.



**Figura 2.7:** Lead, Boulder e Speed climbing

---

<sup>4</sup>Sezione di parete attrezzata, generalmente a strapiombo, nel quale sono montati un numero ridotto di prese.

La *tecnica* e l'*endurance* sono sicuramente i due principali fattori che determinano il successo (o meno) degli atleti partecipanti nelle tre discipline, sebbene con peso diverso in ciascuna.

L'*endurance*, ad esempio, non gioca praticamente ruolo nello Speed, mentre assume un'importanza fondamentale nel Boulder e nel Lead. Speed e Boulder, inoltre, sono caratterizzati da una maggiore forza esplosiva, un fattore che invece non entra in gioco nel Lead [6], sicuramente la disciplina più lunga e resistente fra le tre.

La tecnica, sebbene si declini in modi diversi a seconda della disciplina, mantiene un peso costante. Viene affinata attraverso approcci specifici a seconda della disciplina e, come in ogni sport, richiede tempo, esperienza e costanza per risultare efficace e determinante nel successo. Un'arrampicatore d'esperienza, dotato di tecnica avanzata, è in grado di ridurre anche il contributo energetico della muscolatura, che resta comunque significativo e non trascurabile.

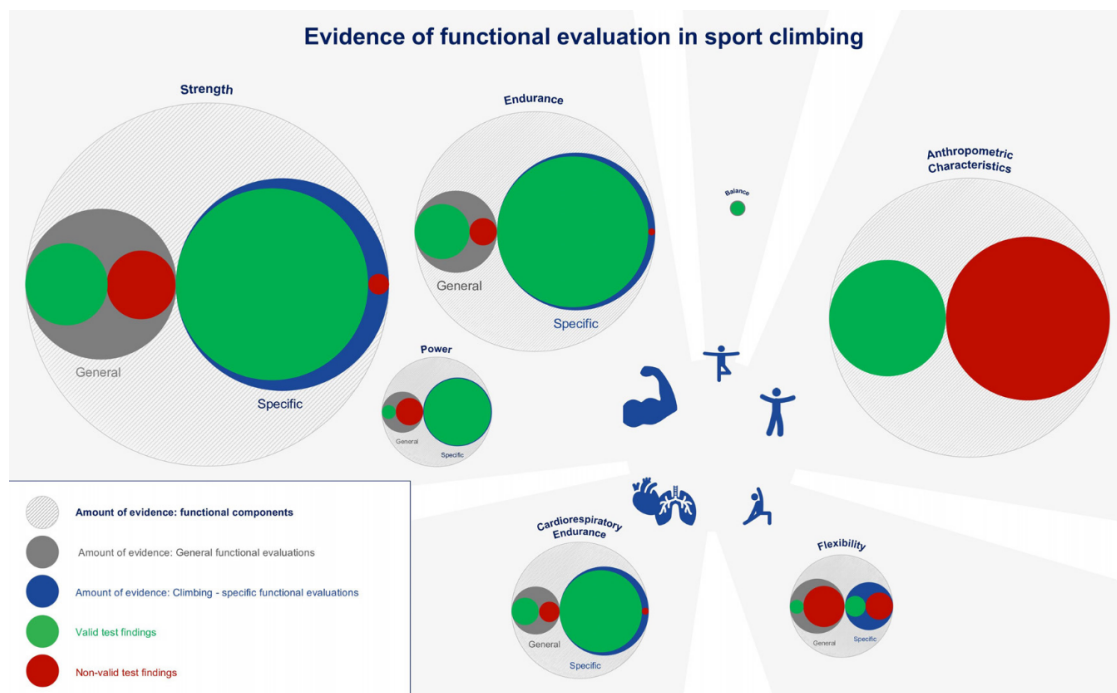
L'indagine condotta in questo studio pone l'attenzione principalmente sugli aspetti legati allo sviluppo della fatica muscolare e sulle strategie potenzialmente adottate dal sistema neuromuscolare dei singoli soggetti per contrastarla. Per questo motivo, l'analisi si concentrerà in particolare sui praticanti della disciplina regina dell'arrampicata sportiva, la più esigente e dispendiosa dal punto di vista fisiologico e neuromuscolare nel lungo termine: il Lead.



### 2.1.2 Indicatori della performance

Nello studio della prestazione, l'impiego di indicatori standardizzati consente di trasformare osservazioni qualitative in dati quantitativi, analizzabili e confrontabili. Nell'arrampicata, tali indicatori si declinano principalmente in misure legate a componenti anatomiche, fisiologiche e biomeccaniche, utili per distinguere fra le diverse categorie di atleti e i meccanismi sottostanti il gesto motorio.

Negli ultimi anni, la letteratura ha esplorato parecchi fattori potenzialmente associati alla performance in arrampicata. È quindi necessario fare chiarezza, distinguendo tra le variabili realmente significative e quelle che, pur analizzate, si sono rivelate poco utili nel discriminare tra diversi livelli di abilità.



**Figura 2.8:** Riepilogo qualitativo delle evidenze disponibili in letteratura per ciascuna categoria funzionale associata alla performance nell'arrampicata sportiva. La grandezza del raggio di ciascun cerchio è proporzionale alla quantità relativa di articoli pubblicati

La figura 2.8, tratta dalla review sistematica di *Faggian et al.* [30], rappresenta un diagramma a cerchi gerarchici che visualizza, per ciascuna categoria funzionale (es. forza, resistenza, caratteristiche antropometriche), la quantità relativa di



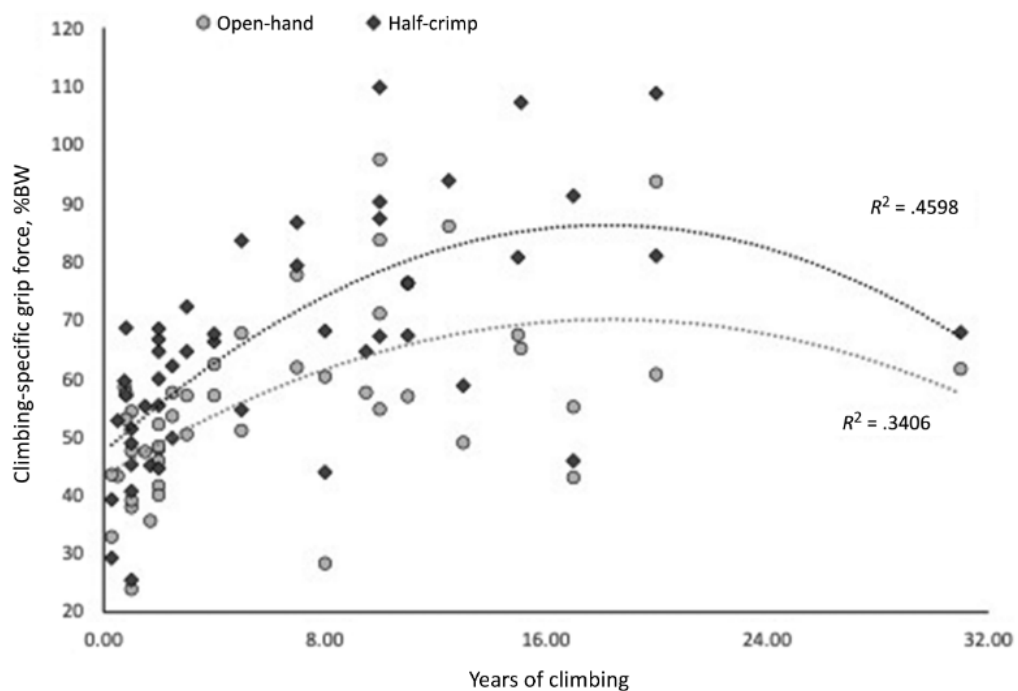
studi presenti in letteratura e la qualità delle evidenze raccolte. I colori dei cerchi indicano se i risultati dei test sono stati giudicati **validi**, **non validi** o se si trattava di **valutazioni specifiche per l'arrampicata**. I test sono stati considerati validi quando è emersa almeno una correlazione o differenza statisticamente significativa nei parametri in studio per i soggetti arruolati, al contrario, sono considerati non validi quando non è stato riscontrato alcun legame statisticamente significativo.

La figura mostra chiaramente come gli indicatori con maggiore supporto scientifico siano la **forza** e la **resistenza** muscolare in contesti specifici per l'arrampicata, mentre caratteristiche come la flessibilità, l'equilibrio e i parametri antropometrici si dimostrano meno rilevanti, non discriminando efficacemente tra atleti di diversi livelli.

Nel confronto tra arrampicatori di diverso livello o tra arrampicatori e non praticanti, è più opportuno quindi focalizzarsi sugli indicatori di forza e resistenza, piuttosto che su parametri come l'altezza o l'ape index. Questi ultimi, pur frequentemente analizzati, non mostrano differenze sistematiche tali da spiegare in modo significativo le differenze prestative osservate [30]. Al contrario, parametri di forza come la *MVC delle dita*, il rapporto *MVC delle dita/peso corporeo* e la *forza di prensione manuale (handgrip strength)* risultano sensibilmente più elevati negli arrampicatori rispetto ai gruppi di controllo. Inoltre, la resistenza, valutata attraverso l'integrale forza-tempo, segue lo stesso andamento, confermando la maggiore efficacia di questi indici nel discriminare i livelli di abilità [31]. L'importanza della resistenza in compiti isometrici intermittenti simili a quelli dell'arrampicata è evidenziata anche da Pitcher e Miles [11], i quali hanno mostrato che l'endurance cala drasticamente quando il flusso sanguigno è occluso, confermando il ruolo cruciale dell'*apporto ematico* nel sostenere la produzione di forza nel tempo.

Anche i **parametri fisiologici**, tra cui rientra lo stesso apporto ematico, si rivelano efficaci nello spiegare le differenze di performance. Alcuni di essi, come ad esempio la *densità minerale ossea (bone mineral density)*[8] e la *massa muscolare magra (lean muscle mass)* sono più alte nei soggetti praticanti, mentre negli stessi la *massa corporea* è più bassa [31].

Nel chiedersi cosa effettivamente causi questi cambiamenti nei parametri appena descritti, la risposta la si trova spesso nelle differenze relative agli anni di esperienza o alla frequenza di allenamento. Entrambi sono fattori che contribuiscono ad un'evoluzione progressiva positiva di tutti i parametri fisiologici, biomeccanici e psicologici verso quei valori che meglio descrivono un atleta professionista rispetto a un amatore. La *forza di prensione manuale* citata precedentemente è, ad esempio, strettamente correlata a questi due parametri, con la correlazione più forte riscontrata fra gli anni di esperienza e la produzione di forza [13], come si può vedere in figura 2.9.



**Figura 2.9:** Relazione tra gli anni di esperienza nell'arrampicata e la forza di prensione espressa come percentuale del peso corporeo (%BW), misurata in due prese della mano: Open-Hand e Half-crimp

Questo fenomeno è probabilmente attribuibile ad adattamenti positivi dei tessuti nel tempo, indotti dallo stress meccanico ripetuto cui le strutture delle dita sono sottoposte durante la pratica. Come mostrato nella figura 2.9, si osserva un rapido incremento della forza nei primi dieci anni, seguito da una fase di plateau, che potrebbe riflettere un limite fisiologico o l'età dei soggetti in questione.

Un ulteriore dato evidente nel grafico è la maggiore forza richiesta dalla presa Half-crimp rispetto alla Open-hand. Esse agiscono "stressando" i tessuti sottostanti in modo diverso, motivo per cui dovrebbero essere equamente allenate. La loro inclusione regolare nei programmi di allenamento rappresenta una strategia efficace per stimolare adattamenti fisiologici completi e, al contempo, fornisce una misura preventiva contro gli infortuni. Questi ultimi, quando non strettamente legati a traumi dovuti ad incidenti d'esecuzione, derivano principalmente da un'insufficiente adattamento dei tessuti connettivi tendinei, causato spesso da sovraccarichi dovuti a volumi di allenamento eccessivi. È stato infatti osservato che arrampicatori con esperienza limitata, ma classificabili ad un livello intermedio, arrivano solitamente ad allenarsi fino a 5–6 volte a settimana [13]. Una tale frequenza può compromettere i processi di rigenerazione muscolare e adattamento neuromuscolare, aumentando sensibilmente il rischio di infortuni da uso eccessivo.

A sostegno dell'importanza dell'allenamento mirato, Laffaye et al.[32] hanno dimostrato che una quota significativa della variabilità nella performance (46%) può essere spiegata da variabili allenabili, come la già citata *forza di prensione manuale*, la *potenza* e la *resistenza degli arti superiori*. Ciò conferma che un programma ben strutturato, orientato allo sviluppo di queste capacità, può incidere efficacemente sulle prestazioni e sulla prevenzione degli infortuni in arrampicata.

Programmi di allenamento specifici possono essere sviluppati solo a partire da risultati robusti, supportati dalla ricerca scientifica. Come già discusso, la base per ottenere risultati affidabili risiede non solo nella scelta accurata dei parametri da analizzare, ma anche nella definizione di protocolli sperimentali adeguati per misurarli in modo adeguato.

La scelta di test appropriati per lo studio dell'arrampicata sportiva non è affatto scontata, soprattutto considerando che, ad oggi, la letteratura propone un ampio spettro di test e metodi di valutazione eterogenei per misurare parametri come forza e endurance. Ciò evidenzia l'assenza di procedure standardizzate universalmente accettate. Inoltre, sono ancora pochi gli studi che riportano informazioni sulla qualità dei test utilizzati e sulle caratteristiche specifiche del campione di soggetti dello studio [33].

Ciò che è certo è che i **test dinamici** e **di potenza** risultano ancora sotto-rappresentati rispetto ai più diffusi **test isometrici** [34]. Questi ultimi offrono misurazioni generalmente più precise e si prestano molto bene alla valutazione delle contrazioni isometriche dei flessori delle dita. Tuttavia, l'arrampicata include anche movimenti dinamici di gomiti e spalle per la produzione di propulsione verticale. Sarebbe quindi utile, in futuro, ampliare la ricerca includendo anche la valutazione della forza dinamica degli arti superiori, senza però tralasciare lo studio circa la forza e l'endurance delle contrazioni isometriche.

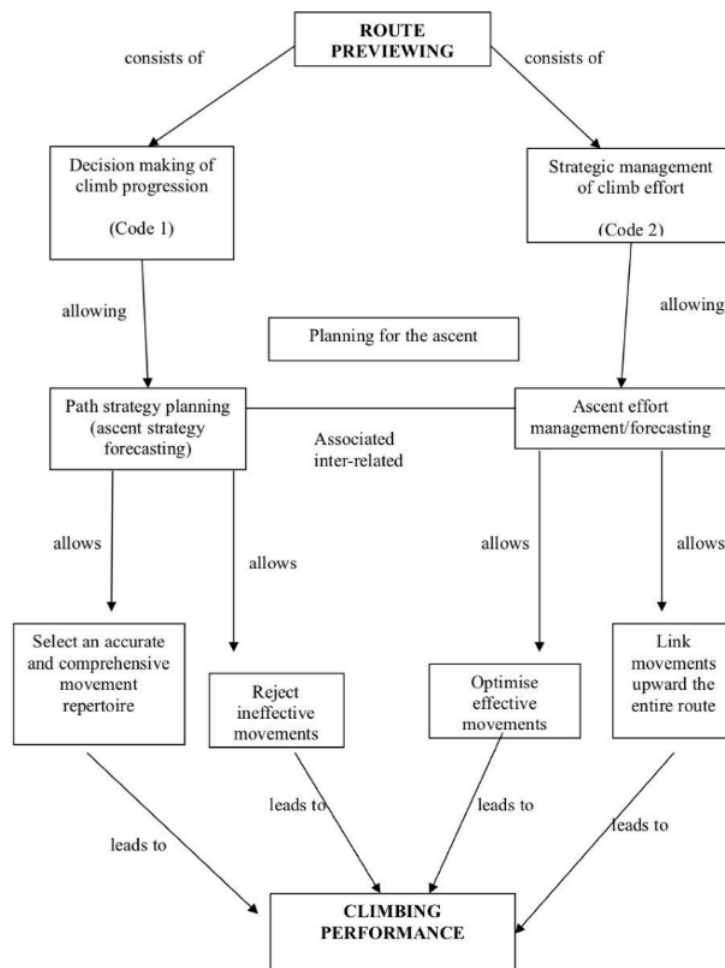
Nella progettazione di test efficaci per valutare le capacità di un arrampicatore, il *Climbing time to exhaustion* (tempo d'arrampicata prima dell'esaurimento) è sicuramente una metrica imprescindibile. Esso è un determinante chiave della performance, in grado di discriminare tra arrampicatori di livello "esperto" ed "élite" anche in assenza di differenze significative in altre variabili antropometriche o fisiologiche. Nel lavoro di *España-Romero et al.* [8], gli arrampicatori élite hanno mostrato un tempo di esaurimento significativamente più elevato rispetto agli esperti, suggerendo che la capacità di sostenere l'arrampicata per un periodo prolungato rappresenti un aspetto cruciale nelle prestazioni di alto livello.

Alla luce di ciò, diventa fondamentale strutturare i protocolli di valutazione in modo tale da includere task di sospensione a parete, che permettano di misurare il tempo di resistenza in condizioni vicine a quelle reali. In questo senso, il protocollo sperimentale che è stato adottato in questo progetto [1], basato proprio su prove di sospensione, risponde in modo diretto a queste esigenze, offrendo una valutazione funzionale della resistenza specifica in arrampicata e migliorando la capacità di discriminare tra arrampicatori di diverso livello tecnico.

Infine, va sottolineata l'importanza di un fattore che assume un peso specifico non indifferente quando si parla di arrampicatori di livello "avanzato" o "esperto": Il **Route previewing**, ovvero l'analisi visiva preventiva della via d'arrampicata, offre un'opportunità per sviluppare strategie cognitive 'consce' nell'affrontare una via d'arrampicata. Come descritto da *Sanchez et al.* [35], questa pratica permette all'atleta di pianificare in anticipo la sequenza di movimenti più efficienti e di gestire in modo strategico lo sforzo, con l'obiettivo di minimizzare i consumi energetici e massimizzare le probabilità di successo.

È interessante notare come questa forma di strategia 'conscia' presenti delle analogie con delle strategie neuromuscolari 'inconscie', come ad esempio la rotazione tra unità motorie o l'alternanza nell'attivazione di sinergie muscolari, nel cercare dei meccanismi adattivi efficaci per adempiere ad un obiettivo comune: raggiungere il *red point* e completare così la via d'arrampicata. Strategie come quelle citate precedentemente e messe in atto dal sistema neuromuscolare, servirebbero ad ottimizzare il reclutamento muscolare e ritardare l'insorgenza della fatica.

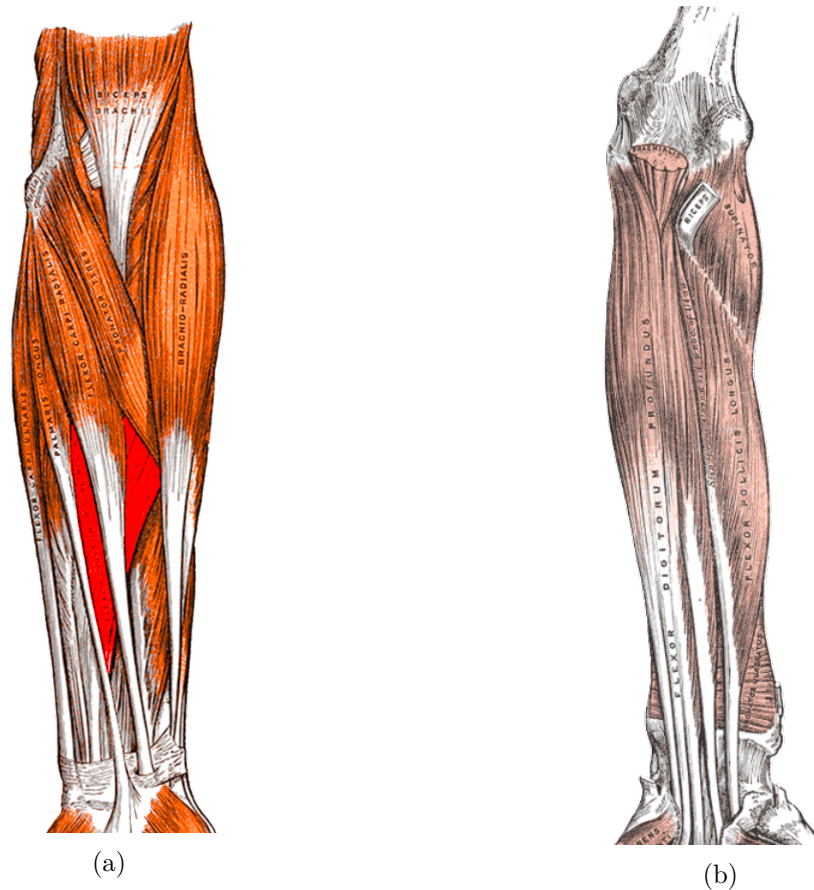
L'esplorazione di queste strategie 'inconscie' è oggetto del presente studio, e potrebbe offrire un nuovo livello di comprensione delle determinanti fisiologiche della performance nell'arrampicata.



**Figura 2.10:** Schema esemplificativo del processo di Route previewing [35]

### 2.1.3 Il ruolo dei flessori delle dita

In questo studio ci si è focalizzati sull'analisi dell'endurance e dello sviluppo della fatica muscolare durante l'arrampicata, con particolare attenzione alla risposta neuromuscolare dei muscoli più coinvolti nello sforzo. Per farlo, è stata adottata una metodologia basata sulla registrazione di segnali elettromiografici attraverso una matrice ad alta densità di elettrodi (HD-sEMG) applicata a livello dell'avambraccio, sede dei principali muscoli flessori delle dita, ossia il *Flexor Digitorum Profundus* (FDP) e il *Flexor Digitorum Superficialis* (FDS). Entrambi appartengono al compartimento ventrale dell'avambraccio e svolgono un ruolo chiave nei movimenti di prensione, contribuendo in modo determinante alla generazione e al mantenimento della forza isometrica necessaria in arrampicata.



**Figura 2.11:** Rappresentazione anatomica dei muscoli flessori delle dita: (a) Flexor Digitorum Superficialis, (b) Flexor Digitorum Profundus.

I flessori delle dita risultano essere i muscoli più determinanti nel discriminare tra arrampicatori élite e amatori. La loro forza relativa al peso corporeo, la capacità aerobica e vasodilatatoria, la velocità di riossigenazione e la conduttanza muscolare sono significativamente superiori negli scalatori di alto livello. Inoltre, nei soggetti esperti, il consumo di ossigeno dei muscoli dell'avambraccio può raggiungere fino al 70% del  $\text{VO}_2$  di picco, a testimonianza della differenza che può fare l'efficienza di uno stile di scalata economico e tecnicamente raffinato [36].

All'interno di questo quadro fisiologico, i parametri centrali per valutare la funzione dei flessori delle dita sono la **finger strength** e la **finger endurance** [8, 36, 37]. Considerando però l'obiettivo dell'indagine, l'attenzione è stata rivolta alla sola *finger endurance*, intesa come la capacità dei muscoli FDS e FDP di sostenere contrazioni isometriche prolungate nel tempo, un aspetto cruciale nelle discipline di resistenza come il Lead.

Ma perché i flessori delle dita sono così centrali nel contesto dell'arrampicata? Per rispondere a questa domanda è necessario considerare brevemente la biomeccanica di questo sport.

Durante l'ascesa, l'atleta trasferisce il proprio peso a parete attraverso punti di contatto come piccole tacche o appigli inclinati. In queste condizioni, il ruolo delle mani non è quello di muovere il corpo in alto, ma di trattenere: servono a bloccare la posizione e a creare un ancoraggio stabile che permetta la successiva azione degli arti inferiori o il cambio di presa. È qui che entrano in gioco i muscoli FDS e FDP, responsabili della chiusura delle dita intorno alla presa e del mantenimento isometrico di tale posizione anche sotto sforzo prolungato.

La capacità di generare una prensione efficace, il cosiddetto *grip*, è quindi essenziale non solo per sostenere il proprio peso, ma anche per ridurre il rischio di scivolamento. A supporto di questo, l'uso della magnesite rappresenta una strategia semplice ma fondamentale per migliorare l'aderenza tra la pelle delle mani e la superficie della presa, riducendo l'umidità dovuta al sudore e aumentando il coefficiente di attrito.



**Figura 2.12:** Scalatrice affronta una parete naturale aiutandosi con della magnesite applicata alle mani

I flessori delle dita risultano fortemente sollecitati sia nella presa *crimp* che in quella *sloper* [3]. Nonostante le differenze morfologiche tra le due configurazioni, entrambe impongono un carico elevato per questi muscoli. In questo studio, tuttavia, si è optato per l'impiego della presa *crimp*, e più precisamente per la *half-crimp*, in quanto ritenuta più stabile e sicura rispetto alla variante *full-crimp*, e ampiamente utilizzata nei protocolli sperimentali precedenti per la valutazione della fatica muscolare isometrica [28, 29].

Il FDS e il FDP non sono gli unici muscoli coinvolti nel gesto arrampicatorio. Altri distretti infatti contribuiscono in modo variabile, soprattutto quando l'affaticamento comincia a entrare in gioco. Come evidenziato da *Exel et al.* [21], durante compiti di sospensione prolungata fino ad esaurimento si osservano modifiche progressive nei pattern di coordinazione articolare degli arti superiori, con un coinvolgimento del *brachioradialis* e del *biceps brachii* nel mantenere la stabilità tra polso e gomito. Con l'avanzare della fatica, anche muscoli più prossimali come il *pectoralis major* e il *trapezius* aumentano la loro attivazione, contribuendo ad aggiustamenti posturali che aiutano a mantenere le dita nella posizione più efficiente possibile sulla presa. Questi adattamenti suggeriscono una strategia



neuromuscolare organizzata, simile a quella di cui si è alla ricerca in questo lavoro, che progressivamente chiama in causa muscoli più prossimali per compensare il deficit funzionale di quelli distali.

L'utilizzo intenso dei flessori delle dita nell'arrampicata, sebbene fondamentale per la performance, può comportare squilibri funzionali e sollecitazioni ripetute potenzialmente dannose. È stato osservato, ad esempio, che gli arrampicatori esperti presentano un marcato squilibrio tra le capacità dei muscoli flessori ed estensori del polso e delle dita, a favore dei primi, il che può rappresentare un fattore di rischio per lo sviluppo di **patologie da sovraccarico** [38]. Questo tipo di squilibrio è paragonabile a quanto osservato in altre categorie che sottopongono l'avambraccio a stress prolungati e ripetitivi, come i pianisti professionisti. In questi ultimi, infatti, si è riscontrata una sorprendente coerenza spaziale nell'attivazione muscolare della regione ventrale dell'avambraccio (la stessa che viene studiata nello studio corrente) durante l'esecuzione di una composizione musicale, indicando un possibile legame tra sovraccarico locale e insorgenza di disturbi muscolo-scheletrici [39].

Nel contesto del presente lavoro, uno degli obiettivi è anche quello di analizzare la distribuzione spaziale dell'attività muscolare dell'avambraccio attraverso l'identificazione spazio-temporale delle unità motorie che concorrono alla generazione delle contrazioni muscolari, valutando l'eventuale esistenza di regioni attivate in modo ricorrente durante delle contrazioni isometriche prolungate. L'individuazione di tali pattern coerenti potrebbe fornire informazioni utili sia per la prevenzione delle patologie da eccesso d'uso che per l'ottimizzazione dei programmi di allenamento.

Come anticipato, il focus centrale di questa ricerca riguarda la valutazione dell'**endurance muscolare locale** dei flessori delle dita attraverso lo studio delle loro unità motorie. Questo rappresenta un parametro cardine per distinguere il livello prestativo degli atleti. Essa può essere allenata efficacemente tramite esercizi isometrici prolungati o intermittenti su prese specifiche, anche con protocolli a basso volume ma ad alta intensità, come dimostrato da Saeterbakken et al. [40].

Oltre che alla capacità di generare forza nel tempo, nel contesto dell'endurance un ruolo rilevante è rivestito dai meccanismi di riossigenazione muscolare. In questo senso, gli arrampicatori élite mostrano una maggiore rapidità nella riossigenazione dei flessori delle dita durante i brevi periodi di recupero, suggerendo un'efficienza metabolica superiore rispetto ai soggetti non praticanti [41].

Nel presente studio, l'endurance è stata quantificata attraverso un test specifico su *hangboard*, che costituisce un mezzo ampiamente utilizzato in letteratura per valutare in modo isolato la resistenza dei flessori delle dita. Sebbene di recente siano stati proposti anche test su ergometri motorizzati (treadwall) per una valutazione a corpo intero, è stato dimostrato che entrambi i test e i risultati derivanti da essi sono significativamente correlati e quindi entrambi idonei per stimare correttamente l'endurance specifica in arrampicata [42].

Infine, essendo questo studio basato sull'estrazione di informazioni fisiologiche da segnali HD-sEMG provenienti dalla muscolatura dell'avambraccio, è essenziale conoscere a fondo l'**architettura muscolare** di muscoli come il FDS e il FDP. Questa è definita in generale come la "disposizione delle fibre muscolari rispetto all'asse di generazione della forza" [43].

I principali parametri architetturali usati in anatomia per descrivere un muscolo sono:

- Lunghezza delle fibre muscolari (fiber length);
- Angolo di pennazione (pennation angle);
- Area fisiologica della sezione trasversale (PCSA);
- Rapporto lunghezza fibra/muscolo (FL/ML);
- Lunghezza del sarcomero (sarcomere length).

Mentre i metodi utilizzati per investigare tali parametri sono:

- Dissezione anatomica e misurazioni dirette su cadavere;
- Imaging a ultrasuoni ad alta risoluzione (2D/3D Ultrasounds);
- Diffusion Tensor Imaging (DTI) tramite risonanza magnetica nucleare.

Quest'ultima tecnica è senz'altro la più innovativa e consente di visualizzare in 3D le direzioni principali di diffusione dell'acqua lungo le fibre muscolari, utili a stimare orientamento, angolo e distribuzione delle fibre. Applicato all'avambraccio, questo metodo ha permesso di rilevare l'elevata complessità architettonica dei muscoli coinvolti nella flessione, evidenziando come la direzione delle fibre, la loro dispersione angolare e la distribuzione spaziale possano variare sensibilmente anche all'interno di un'area particolarmente limitata come quella del ventre dell'avambraccio [44].

Per quanto riguarda l'architettura dei due muscoli principali di interesse per questo studio:

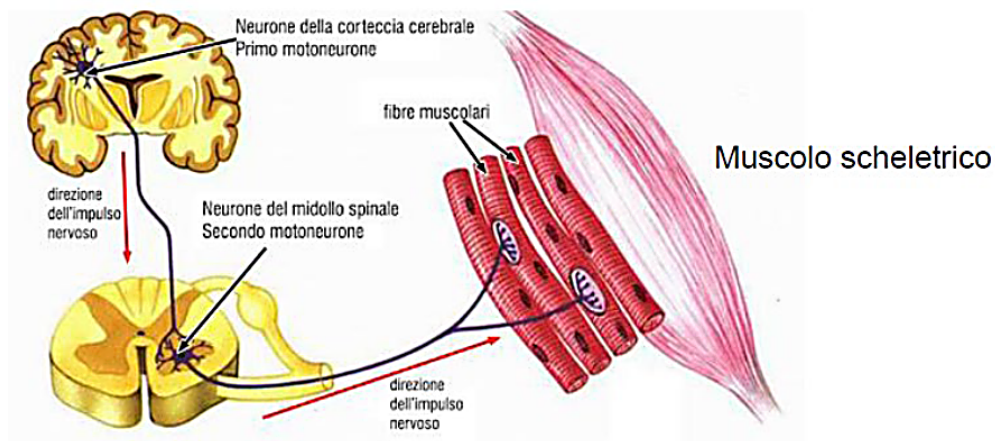
- Il **FDS** è un muscolo superficiale, con fibre che seguono un orientamento *fusiforme*, dunque parallelo all'asse longitudinale dell'avambraccio.
- Il **FDP** è situato in profondità rispetto al FDS e presenta una struttura *pennata*, ovvero con fibre che si inseriscono obliquamente sul tendine. Al suo stesso modo si comportano la maggior parte degli altri muscoli dell'avambraccio, come osservabile da ricostruzioni DTI e dissezioni cadaveriche [44].

Oltre a questi, vanno tenuti in considerazione anche gli altri muscoli flessori superficiali presenti nell'avambraccio, che nel mio studio ricadono nell'area di applicazione delle matrici di elettrodi, ma che hanno peso e volume minore, ossia il muscolo pronatore rotondo, il muscolo flessore radiale del carpo, il muscolo palmare lungo e il muscolo flessore ulnare del carpo.

## 2.2 Il segnale elettromiografico

Quando si parla di segnale elettromiografico, in parole semplici, si intende il tracciato elettrico che descrive lo stato di eccitazione delle fibre muscolari. Ogni volta che un muscolo si contrae, infatti, produce segnali elettrici che possono essere rilevati dalla superficie della pelle o tramite elettrodi inseriti nel muscolo stesso. I segnali acquisiti sono il risultato della somma dei potenziali d'azione generati dalle fibre muscolari attivate da una o più unità motorie (motor units - MUs). L'**elettromiografia (EMG)** è quindi la tecnica che permette di registrare questi segnali stocastici<sup>5</sup> e di analizzarli per studiare il comportamento del sistema neuromuscolare.

Per capire da dove nasce e come si sviluppa questo segnale, è utile ricordare brevemente come funziona il controllo motorio. Come osservabile in figura 2.13, il processo parte dal sistema nervoso centrale (Central Nervous System - CNS), dove si genera il comando motorio volontario. Questo impulso viaggia lungo il midollo spinale e raggiunge i motoneuroni del sistema nervoso periferico (Peripheral Nervous System - PNS), che fanno da ponte tra cervello e muscoli. Ogni motoneurone controlla un gruppo di fibre muscolari: l'insieme formato dal motoneurone e dalle fibre che innerva prende il nome di **unità motoria**. L'attivazione di queste unità motorie è ciò che dà origine al segnale EMG.



**Figura 2.13:** Controllo motorio volontario: via efferente

<sup>5</sup>segnale con andamento non deterministico, la cui evoluzione temporale non è completamente prevedibile.

Nella pratica, il segnale EMG viene prelevato mediante due modalità di acquisizione: l'**elettromiografia di superficie (sEMG)** e l'**elettromiografia intramuscolare (iEMG)**.

Nel *primo caso*, il segnale viene registrato mediante **elettrodi applicati sulla pelle**, in corrispondenza del muscolo di interesse. Questa tecnica è non invasiva, relativamente semplice da utilizzare, e consente di monitorare l'attività di muscoli superficiali anche durante il movimento.

Nel *secondo caso*, invece, si utilizzano **elettrodi ad ago** inseriti direttamente all'interno del muscolo. Questa tecnica, seppur invasiva, permette di registrare l'attività di singole unità motorie con maggiore specificità e dettaglio.



**Figura 2.14:** Modalità di acquisizione del segnale elettromiografico: (a) sEMG, (b) iEMG

Nonostante l'ampia diffusione e utilità, sia l'sEMG che l'iEMG presentano alcune limitazioni da considerare.

Per quanto riguarda l'*elettromiografia di superficie*, il segnale registrato riflette l'attività complessiva delle fibre muscolari sottostanti all'area degli elettrodi. Nel caso del sEMG classico<sup>6</sup> non è possibile distinguere chiaramente il contributo delle singole unità motorie. La selettività spaziale è quindi limitata, soprattutto nei muscoli profondi o piccoli. Inoltre, questa tecnica è suscettibile al fenomeno del cross-talk, ovvero alla contaminazione del segnale da parte di muscoli adiacenti attivi nello stesso momento, che può compromettere l'accuratezza delle analisi.

---

<sup>6</sup>a basso numero di canali, tipicamente 1-4.

L'*EMG intramuscolare* offre un'elevata selettività grazie alla ridotta distanza tra le placche conduttrici dell'elettrodo, il quale permette di rilevare l'eccitazione di un numero molto limitato di MU, spesso anche singole MU. Tuttavia, questa caratteristica non è esclusiva del prelievo intramuscolare: studi precedenti hanno dimostrato che anche configurazioni di superficie possono raggiungere un'alta selettività [45], così come configurazioni di EMG intramuscolari possono consentire di ottenere informazioni più globali [46]. Va inoltre tenuto conto che l'iEMG risulta essere una tecnica invasiva.

A queste limitazioni fisiologiche si aggiungono poi problematiche comuni ad entrambe le modalità, legate alla natura tecnica del segnale registrato. Il segnale EMG è spesso affetto da componenti non fisiologiche, tra cui:

- **Rumore a banda larga**, ovvero rumore distribuito su un ampio spettro di frequenze, derivante dall'ambiente, dai cavi o dal sistema di acquisizione;
- **Interferenza di rete**, tipicamente a 50 Hz, causata dalla vicinanza a sorgenti elettriche o dall'alimentazione stessa;
- **Artefatti da movimento**, generati dallo spostamento degli elettrodi sulla pelle o da variazioni del contatto elettrodo-tessuto durante il movimento, particolarmente problematici nella sEMG.

Dal segnale EMG di superficie si possono ovviamente ricavare informazioni quantitative. Parametri quali la velocità di conduzione (conduction velocity, CV) e la frequenza media del segnale (mean frequency, MNF) [47].

La **CV** è un indice fisiologico legato alla propagazione del potenziale d'azione lungo le fibre muscolari, e può essere stimata da array di elettrodi grazie a tecniche di confronto tra più segnali. Tuttavia, essa è fortemente influenzata da fattori anatomici e strumentali, come l'*orientamento delle fibre*, la *profondità*, lo *spessore del tessuto adiposo* e il *tipo di filtro spaziale utilizzato*.

In modo simile, anche il contenuto spettrale del segnale (rappresentato dalla **MNF**) dipende da variabili quali la *posizione degli elettrodi*, la loro *dimensione* e *distanza* (Inter-Electrode Distance - IED), nonché dalla *profondità delle fibre*. Elettrodi più grandi tendono a ridurlo, mentre un aumento dello *spessore del*

*tessuto adiposo* agisce come filtro isotropo, attenuando e distorcendo il segnale. In condizioni di maggiore *profondità muscolare* o *disallineamento geometrico*, il contenuto spettrale può essere sottostimato o distorto; è quindi essenziale una corretta progettazione del sistema di rilevazione e un'attenta interpretazione dei dati [47].

Di seguito, per maggiore chiarezza, riporto la definizione di **MNF**:

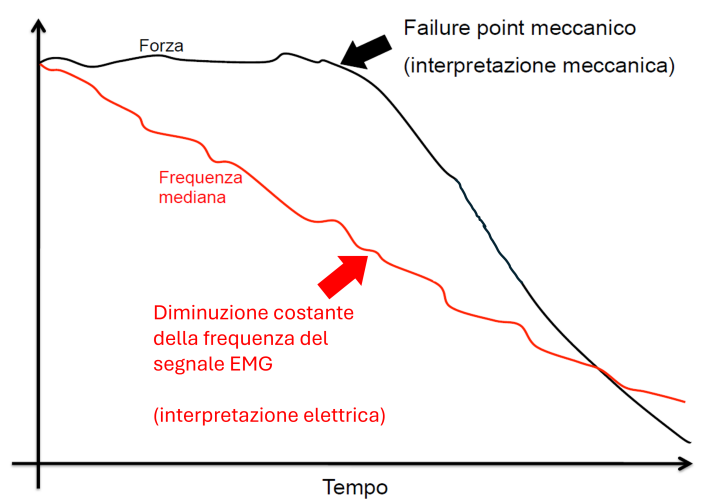
$$\text{MNF} = \frac{\int_0^{f_c/2} f \cdot P(f) df}{\int_0^{f_c/2} P(f) df}; \quad (2.1)$$

- MNF = frequenza media del segnale EMG;
- $P(f)$  = densità spettrale di potenza;
- $f_c$  = frequenza di campionamento del segnale.

### 2.2.1 La fatica muscolare

Lo studio del segnale EMG è particolarmente utile nell'analisi della fatica muscolare, una condizione in cui il muscolo perde progressivamente la capacità di generare o mantenere un determinato livello di forza a seguito di un'attivazione prolungata. La fatica è un fenomeno complesso, in cui concorrono molteplici fattori fisiologici e psicologici, ma che può essere descritto operativamente come un processo tempo-dipendente che conduce al deterioramento della performance muscolare, anche in assenza di un cambiamento visibile nella produzione di forza fino al cosiddetto punto di cedimento [48].

In questo contesto, l'elettromiografia di superficie costituisce uno strumento non invasivo e sensibile per rilevare modifiche fisiologiche locali all'interno del muscolo durante contrazioni sostenute. Tra queste modifiche vi è il cambiamento dello spettro di frequenza del segnale EMG, che tende a spostarsi verso le basse frequenze nel corso del tempo. Tale spostamento è stato messo in relazione a fenomeni biochimici come la riduzione della velocità di conduzione delle fibre muscolari, l'accumulo di ioni idrogeno (che abbassano il pH del fluido interstiziale) e la diminuzione del flusso sanguigno locale. Questi cambiamenti, che si manifestano anche quando la forza resta costante, prendono il nome di *manifestazioni mioelettriche di fatica*, e si riflettono tipicamente in una riduzione della **frequenza mediana (MDF)** [48], come si può vedere in figura 2.15.



**Figura 2.15:** Evoluzione nel tempo di fatica meccanica e elettrofisiologica



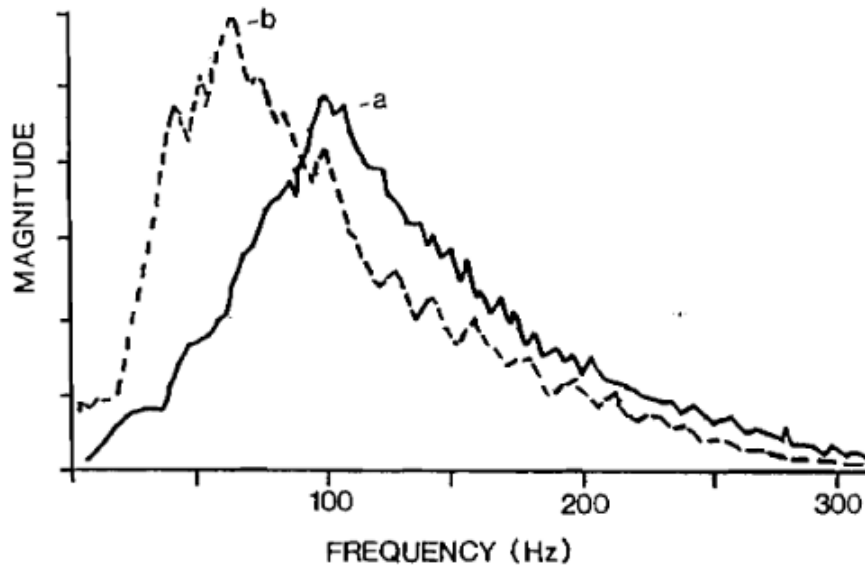
È possibile quindi distinguere nettamente tra una fatica meccanica, osservabile come un calo evidente della forza prodotta (failure point), e una fatica elettrofisiologica (o metabolica), che si manifesta prima ancora del cedimento meccanico attraverso la progressiva riduzione della frequenza mediana del segnale EMG. Tale dissociazione temporale tra le due curve rende evidente il valore aggiunto dell'analisi EMG nella rilevazione anticipata della fatica muscolare.

Tra i parametri analizzati in questa tesi, la MDF viene impiegata per monitorare l'affaticamento muscolare durante le prove di sospensione isometrica, con l'obiettivo di caratterizzare la prestazione negli arrampicatori.

La **MDF** è definita come:

$$\int_0^{\text{MDF}} P(f) df = \frac{1}{2} \int_0^{f_c/2} P(f) df \quad (2.2)$$

- MDF = frequenza mediana del segnale EMG;
- $P(f)$  = densità spettrale di potenza;
- $f_c$  = frequenza di campionamento del segnale.



**Figura 2.16:** Densità spettrale di potenza del segnale mioelettrico all'inizio e alla fine di una contrazione a forza costante [48]

L'uso della frequenza mediana e, in particolare, della sua variazione nel tempo (MDF Slope), è utile nel rilevare differenze di endurance. In studi come quelli di *Vigouroux e Quaine* [12] e *Kwong et al.* [49], la pendenza della MDF durante esercizi intermittenti e isometrici si è ridotta in modo significativamente meno marcato negli arrampicatori esperti rispetto ai non arrampicatori, suggerendo una maggiore tolleranza alla fatica e adattamenti neuromuscolari specifici alla disciplina.

Questa riduzione progressiva della frequenza mediana riflette un fenomeno ben documentato nell'ambito delle manifestazioni mioelettriche della fatica, ossia lo spostamento dello spettro di potenza del segnale EMG verso le basse frequenze. Come mostrato in Figura 2.16, durante contrazioni prolungate si osserva uno spostamento a sinistra del contenuto spettrale "medio" e "mediano", legato principalmente al rallentamento della conduzione delle fibre muscolari e ad altri cambiamenti biochimici locali. Di conseguenza, la pendenza negativa della MDF rappresenta un indicatore quantitativo efficace per monitorare l'evoluzione della fatica muscolare nel tempo.

Recentemente, *Vieira et al.* hanno esteso approcci come quello di *Vigouroux e Quaine* [12] confrontando arrampicatori intermedi ed esperti durante compiti di sospensione eseguiti con presa half-crimp. Lo studio, condotto usando HD-sEMG, ha permesso di osservare una minore variazione della MDF nei soggetti più esperti e, al contempo, di approfondire l'analisi spaziale delle manifestazioni mioelettriche di fatica [1].

Il presente lavoro si inserisce come naturale prosecuzione di quest'ultimo studio, proponendo un'analisi ancora più profonda: a partire dagli stessi segnali raccolti da *Vieira et al.*, è stata infatti condotta una decomposizione del segnale in unità motorie, per indagare le differenze tra i due gruppi non più a livello globale, ma alla scala dei singoli pattern di attivazione neuromuscolare. Questo approccio consente di esplorare la fatica muscolare in modo più fine, cogliendo aspetti della strategia di reclutamento altrimenti inaccessibili.

A questo punto però sorge spontanea una domanda: *Perché utilizzare la frequenza mediana (MDF) anziché la frequenza media (MNF), dal momento che entrambe descrivono le variazioni spettrali del segnale EMG?*

Sebbene entrambe le misure riflettano l'andamento dello spettro in relazione alla fatica, la MDF è generalmente considerata più robusta rispetto alla MNF, in quanto meno influenzata da componenti spettrali estreme e quindi meno sensibile al rumore, rendendola più adatta ad analisi comparative trasversali tra gruppi di più soggetti.

Recenti contributi, come quello di *Mesin et al.* [50], hanno proposto di distinguere tra due principali componenti delle manifestazioni mioelettriche della fatica: una **periferica**, legata alla riduzione della velocità di conduzione (CV) delle fibre muscolari, e una **centrale**, associata all'aumento della sincronizzazione delle unità motorie da parte del sistema nervoso centrale. Questi due fenomeni, pur coesistendo, influenzano in modo differente il segnale EMG: la prima si riflette in una compressione dello spettro verso le basse frequenze, la seconda in una maggiore regolarità e ampiezza del segnale.

Nel presente lavoro, l'attenzione è rivolta principalmente alla fatica periferica, per la quale i parametri di ampiezza risultano particolarmente indicati. Tra questi, l'**Average Rectified Value (ARV)** e il **Root Mean Square (RMS)** rappresentano due metriche ampiamente utilizzate in letteratura per stimare l'intensità del segnale EMG in finestre temporali brevi:

$$\text{ARV} = \frac{1}{T} \int_0^T |x(t)| dt \quad (2.3)$$

- ARV = valore rettificato medio del segnale EMG;
- $T$  = durata della finestra (tipicamente 0.25 - 1.00 s);
- $x(t)$  = segnale EMG nel dominio temporale.

$$\text{RMS} = \sqrt{\frac{1}{T} \int_0^T x(t)^2 dt} \quad (2.4)$$

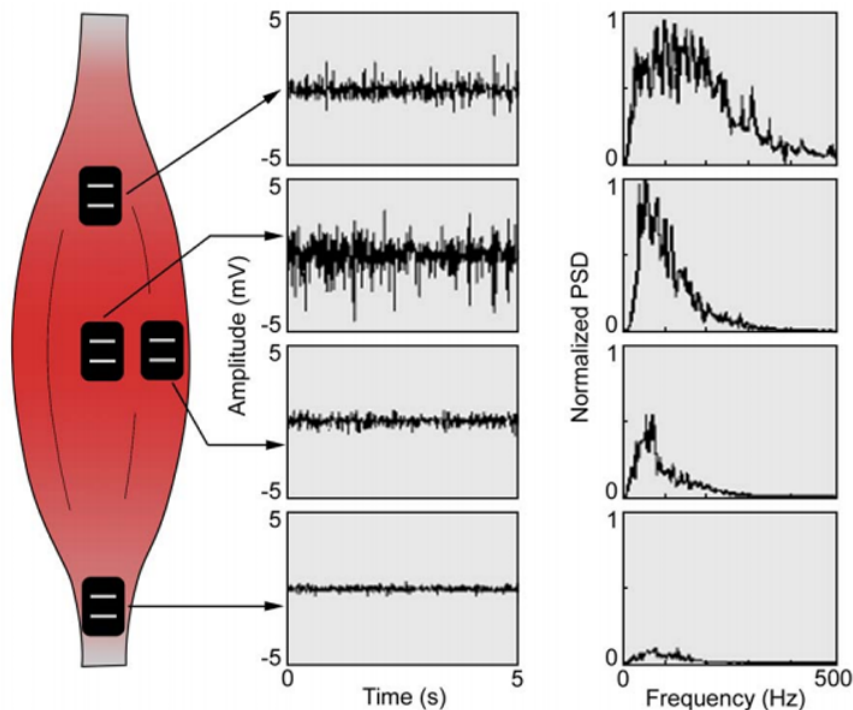
RMS = valore efficace del segnale EMG su un periodo T;  
T = durata della finestra (tipicamente 0.25 - 1.00 s);  
 $x(t)$  = segnale EMG nel dominio temporale.

Durante una contrazione sostenuta, parametri di ampiezza come ARV e RMS tendono ad aumentare nel tempo. Questo comportamento può essere interpretato come una conseguenza fisiologica dell'*ampliamento del supporto temporale dei potenziali d'azione delle unità motorie (MUAPs)*, che risultano più larghi e più frequentemente sovrapposti man mano che la fatica progredisce. L'aumento del numero di MUAPs attivi in una determinata finestra temporale, dovuto al *reclutamento di nuove unità motorie* e a una possibile *maggiore sincronizzazione*, porta a un incremento dell'energia complessiva del segnale EMG. Di conseguenza, anche gli integrali coinvolti nel calcolo di ARV e RMS crescono, dando luogo a pendenze positive di questi indici lungo la durata della contrazione.

In questo lavoro, fra l'ARV e l'RMS è stato adottato come metrica quest'ultimo, in quanto costituisce una misura di ampiezza più stabile e fisiologicamente significativa durante contrazioni isometriche prolungate, come quelle analizzate nelle prove di sospensione, ed è ampiamente riconosciuto in letteratura come indicatore affidabile per il monitoraggio della fatica muscolare in contesti analoghi a quello del presente studio.

### 2.2.2 L'elettromiografia di superficie ad alta densità di elettrodi

L'impiego di pochi elettrodi fa sì che il segnale EMG sia fortemente influenzato dal punto specifico in cui viene rilevato, e in particolare dalla vicinanza a zone di innervazione o tendinee.



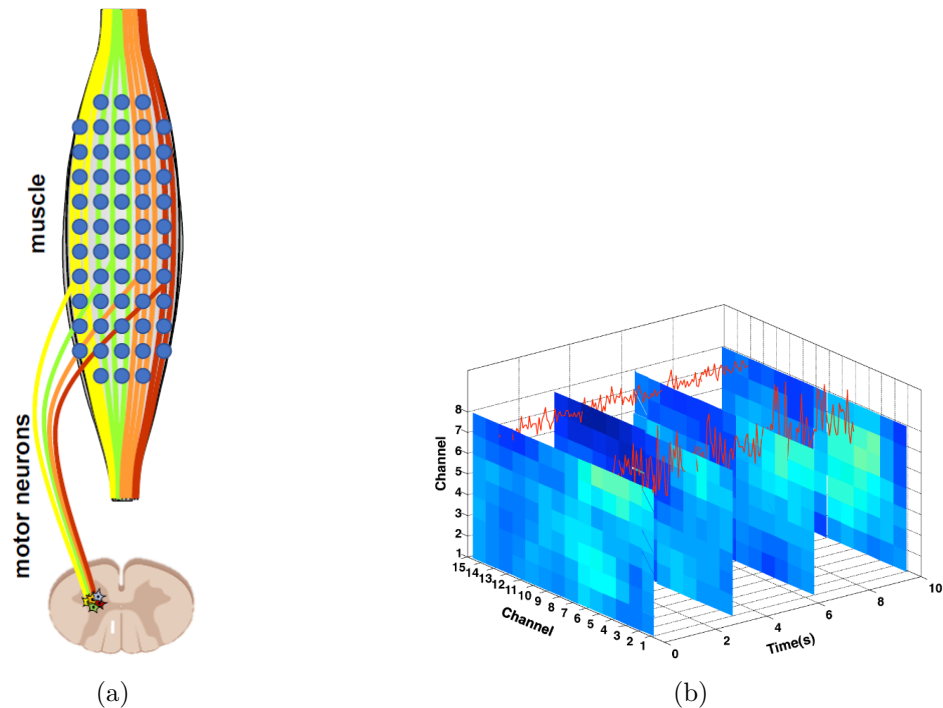
**Figura 2.17:** Elettrodi posti in posizioni diverse rilevano segnali diversi in ampiezza e contenuto spettrale

Come illustrato in Figura 2.17, anche all'interno dello stesso muscolo il posizionamento degli elettrodi in aree differenti può produrre segnali con ampiezza e contenuto spettrale molto diversi, pur in presenza della stessa attivazione muscolare globale. Questo effetto è dovuto alla distribuzione eterogenea delle unità motorie e alla propagazione tridimensionale dei potenziali d'azione, e rappresenta uno dei principali limiti della sEMG tradizionale nel fornire una visione completa e affidabile

della strategia di attivazione neuromuscolare.

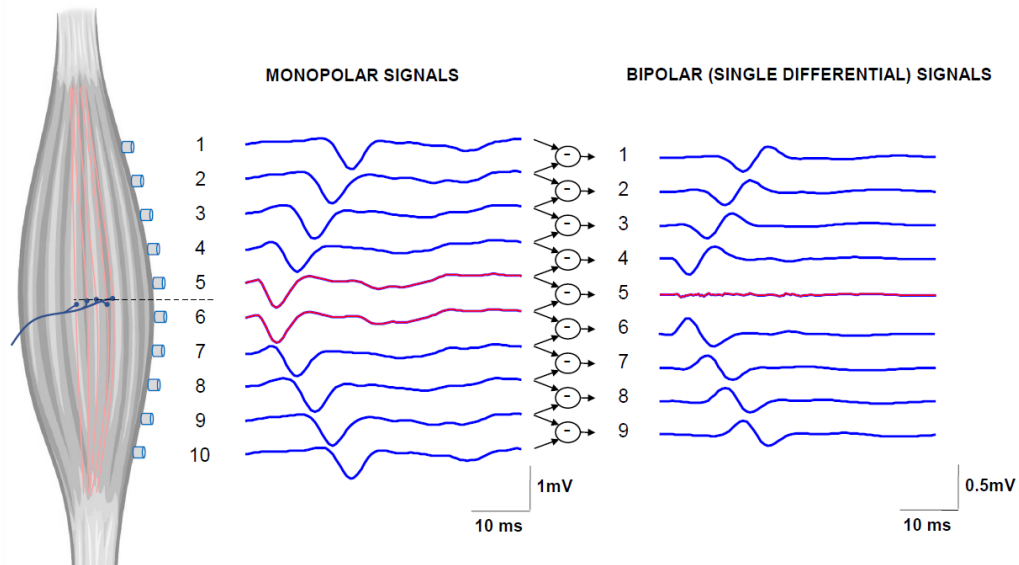
L'introduzione dell'**elettromiografia di superficie ad alta densità di elettrodi (HD-sEMG)** rappresenta un'evoluzione cruciale. In questo approccio, il segnale mioelettrico viene acquisito attraverso griglie di elettrodi disposte in modo regolare sopra il muscolo, creando una vera e propria “mappa” del potenziale elettrico sulla superficie cutanea.

L'HD-sEMG permette di osservare le distribuzioni spaziali dei potenziali, che si comportano come immagini in cui ogni punto rappresenta l'attività elettrica locale. Tali mappe, registrate in sequenza temporale, forniscono una rappresentazione dinamica dell'evoluzione del segnale nel tempo, offrendo pertanto un livello informativo impossibile da ottenere con l'approccio classico [51].



**Figura 2.18:** HD-sEMG: (a) rappresentazione schematica della griglia di elettrodi applicata a un muscolo generico; (b) evoluzione spazio-temporale dell'ARV in 4 immagini ottenute da segnali monopolari derivanti da contrazioni volontarie del muscolo gastrocnemio [51]

L'acquisizione del segnale HD-sEMG può avvenire in forma monopolare o in singolo differenziale (bipolare).



**Figura 2.19:** Segnali monopolari e singolo differenziali provenienti da una schiera lineare di elettrodi

Nel caso della **registrazione monopolare**, ogni elettrodo della griglia rileva il potenziale elettrico rispetto a un riferimento comune<sup>7</sup>, posizionato tipicamente a distanza. Questa configurazione consente di registrare il potenziale assoluto locale in ogni punto della griglia e rappresenta la forma più diretta per osservare la propagazione spaziale dei MUAPs.

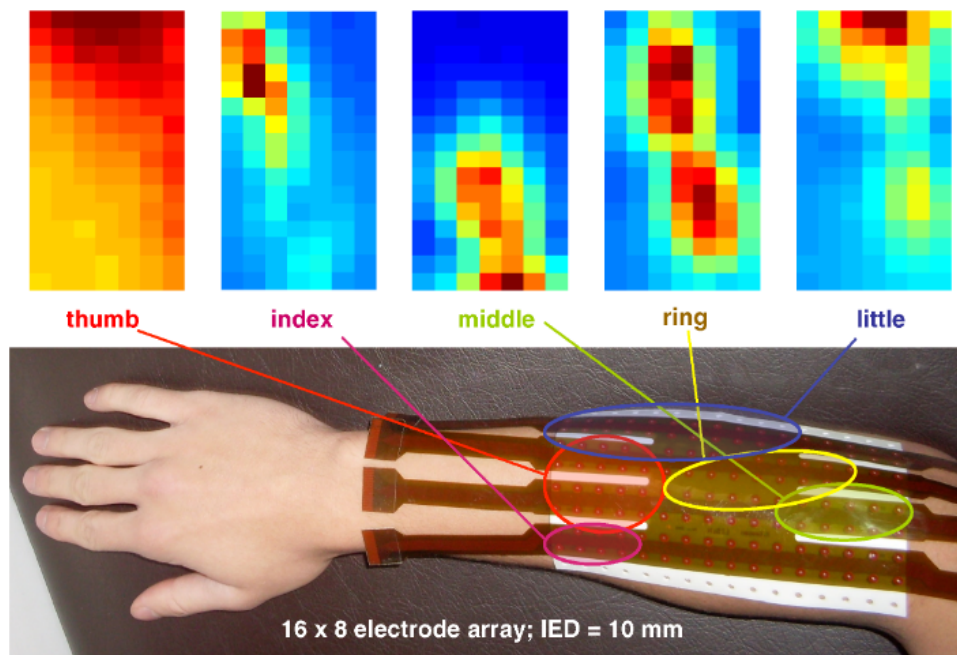
Nel caso della **registrazione bipolare (singolo differenziale)**, il segnale viene calcolato sottraendo il potenziale di due elettrodi adiacenti lungo la direzione delle fibre muscolari. Questo metodo riduce l'influenza di segnali comuni (come interferenze di rete o artefatti globali) e produce un tracciato simile a una derivata spaziale del segnale monopolare. La forma risultante è più simmetrica, bifasica, e con minor ampiezza, come visibile nella parte destra della figura 2.20. Inoltre, consente, nei casi in cui si stiano analizzando muscoli fusiformi con fibre parallele alla pelle, di individuare la locazione delle giunzioni neuromuscolari (NMJ) da cui

<sup>7</sup>ad esempio una prominente ossea come il gomito, un tendine, il polso, ecc.

originano i potenziali d'azione che propagano lungo le due direzioni. Tali giunzioni si trovano in corrispondenza della coppia di elettrodi in cui il segnale bipolare appare attenuato o quasi nullo, poiché in quel punto la depolarizzazione si propaga con direzioni opposte e simmetriche, annullandosi nel differenziale.

Un'approccio HD-sEMG consente quindi, attraverso l'uso di array mono e bidimensionali, di investigare aspetti spaziali, temporali e fisiologici dell'attivazione neuromuscolare.

Diversi studi hanno mostrato il potenziale di questa tecnica in contesti clinici e sperimentali. Con l'HD-sEMG, come già detto, si può localizzare con precisione la zona della NMJ, migliorando significativamente l'efficacia di trattamenti, come ad esempio, l'iniezione di tossina botulinica, grazie a una guida più precisa verso le aree di massima densità di NMJ [52]. La distribuzione spaziale dell'ampiezza dell'EMG riflette, inoltre, l'attivazione selettiva di muscoli o compartimenti muscolari differenti, aprendo la strada a un'analisi raffinata del reclutamento motorio durante compiti specifici [1, 53].



**Figura 2.20:** Array bidimensionale di 8 colonne  $\times$  16 righe applicato alla regione dorsale dell'avambraccio. Le 5 mappe rappresentano la distribuzione spaziale di RMS DI 112 ( $8 \times 16$ ) segnali monopolari calcolati su una finestra di segnale lunga 1 secondo durante l'estensione di ognuna delle dita [53]



Altre applicazioni includono anche il riconoscimento di pattern motori in tempo reale, utile in contesti di riabilitazione robotica o interfacce uomo-macchina. In alcuni casi, le mappe di HD-sEMG permettono non solo di identificare il tipo di movimento isometrico compiuto, ma anche di distinguere i diversi livelli di sforzo muscolare, rendendo possibile un controllo proporzionale nei dispositivi assistivi [54].

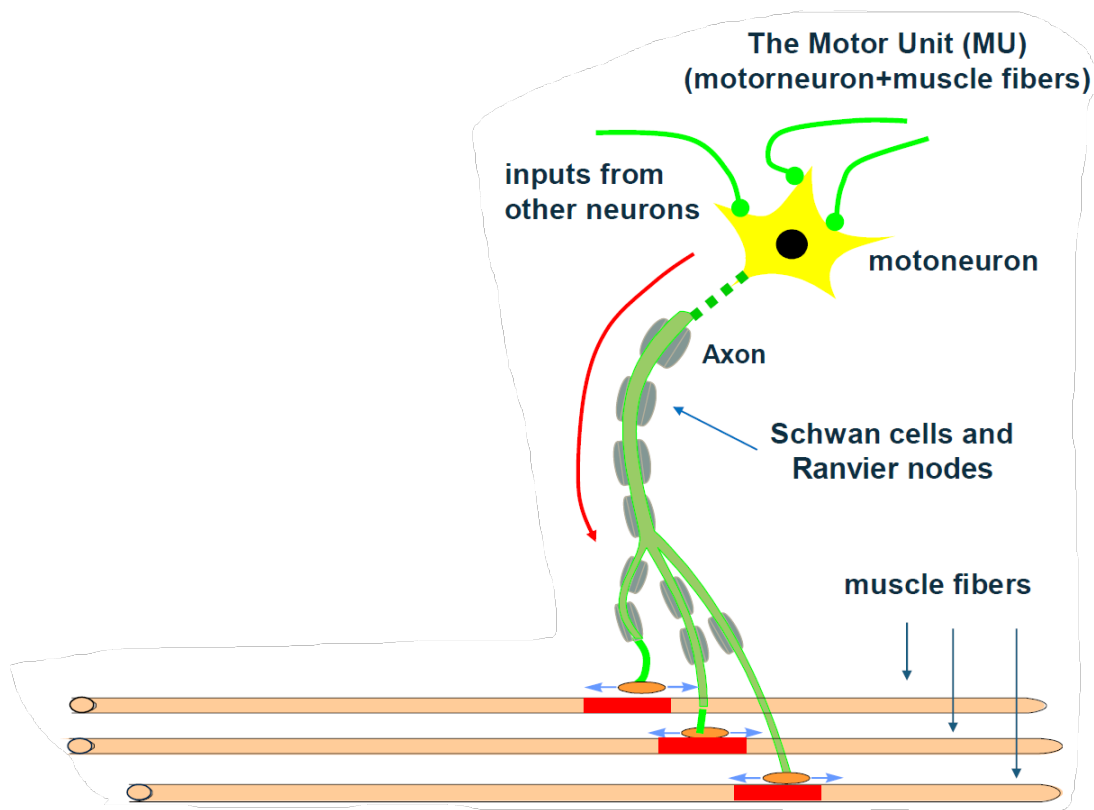
| <b>Tecnica</b>                                                               | <b>Vantaggi</b>                                                                                                                                                                                                                                    | <b>Svantaggi</b>                                                                                                                                                                                                                                                        |
|------------------------------------------------------------------------------|----------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|-------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|
| <b>Elettromiografia di superficie (sEMG)</b>                                 | <ul style="list-style-type: none"> <li>• Non invasiva</li> <li>• A basso costo</li> <li>• Adatta per valutazioni globali e controllo in tempo reale</li> </ul>                                                                                     | <ul style="list-style-type: none"> <li>• Sensibile al posizionamento degli elettrodi</li> <li>• Rischio di Cross-talk da muscoli adiacenti</li> <li>• Bassa selettività spaziale</li> </ul>                                                                             |
| <b>Elettromiografia intramuscolare (iEMG)</b>                                | <ul style="list-style-type: none"> <li>• Alta selettività spaziale</li> <li>• Permette l'identificazione diretta di unità motorie (MU)</li> <li>• Nessuna influenza del tessuto sottocutaneo</li> </ul>                                            | <ul style="list-style-type: none"> <li>• Invasiva</li> <li>• Limitata a una porzione molto ridotta dei muscoli</li> <li>• Poco adatta a studi dinamici o prolungati</li> </ul>                                                                                          |
| <b>Elettromiografia di superficie ad alta densità di elettrodi (HD-sEMG)</b> | <ul style="list-style-type: none"> <li>• Fornisce mappe spazio-temporali dell'attività muscolare</li> <li>• Permette stime di CV e zone di innervazione (IZ)</li> <li>• Consente l'applicazione di algoritmi di decomposizione delle MU</li> </ul> | <ul style="list-style-type: none"> <li>• Richiede strumentazione più complessa e costosa</li> <li>• Richiede maggiore tempo di preparazione del set-up sperimentale</li> <li>• Molto sensibile alla qualità del contatto elettrodo-pelle su tutta la matrice</li> </ul> |

**Tabella 2.2:** Confronto tra le tre tecniche EMG analizzate in termini di vantaggi e svantaggi

## 2.3 L'unità motoria

Il segnale elettromiografico (EMG), al centro della sezione precedente, rappresenta la somma dell'attività elettrica generata da più unità motorie (motor units - MUs) attive all'interno di un muscolo. Comprendere la natura e il comportamento delle MU è essenziale per comprendere i meccanismi neurofisiologici che regolano la produzione della forza muscolare.

Dal punto di vista anatomico, un'unità motoria è costituita da un **singolo motoneurone**  $\alpha^8$  e da tutte le **fibre muscolari** da esso innervate. Quando il motoneurone scarica un potenziale d'azione, tutte le fibre appartenenti a quell'unità si contraggono, producendo una risposta meccanica coerente.

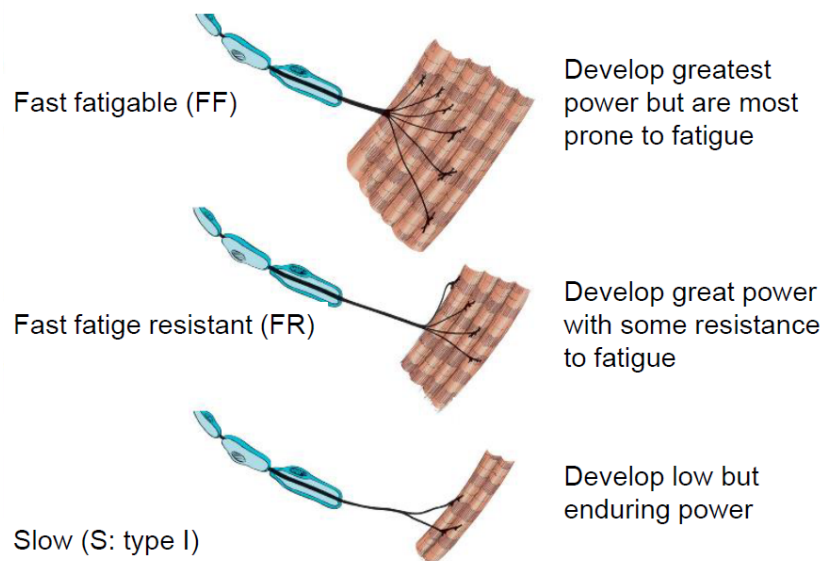


**Figura 2.21:** Rappresentazione di un'unità motoria

<sup>8</sup>localizzato nel corno anteriore del midollo spinale

Le fibre muscolari associate a una determinata unità motoria condividono caratteristiche morfologiche e funzionali simili, e vengono classificate in base alla loro velocità di contrazione e resistenza alla fatica. Si distinguono principalmente due categorie: le **fibre di tipo I/tipo S**<sup>9</sup> (ossidative, lente, resistenti alla fatica) e le **fibre di tipo II**, a loro volta suddivise in **tipo IIa/tipo FFR**<sup>10</sup> (intermedie, ossidativo-glicolitiche) e **IIx/FF**<sup>11</sup> (veloci, glicolitiche, meno resistenti). Le MU composte da fibre di tipo I vengono generalmente attivate per prime durante attività a bassa intensità e prolungate, mentre quelle di tipo II vengono reclutate successivamente, in presenza di maggiori richieste di forza o rapidità. Le loro principali caratteristiche sono riportate in figura 2.22 e in tabella 2.3.

Queste differenze si riflettono anche nella morfologia e nelle proprietà fisiologiche dei motoneuroni corrispondenti, creando una relazione funzionale coerente tra sistema nervoso e tessuto muscolare. L'insieme di tali elementi costituisce appunto l'*unità operativa fondamentale del controllo motorio volontario*, ossia l'**unità motoria**.



**Figura 2.22:** Le tre tipologie di fibre muscolari

<sup>9</sup>S: Slow

<sup>10</sup>FFR: Fast Fatigue-resistant

<sup>11</sup>FF: Fast-Fatigable

| Tipologia di unità motoria              | Produzione di forza | Velocità di contrazione | Resistenza alla fatica | Tipo di fibre                   |
|-----------------------------------------|---------------------|-------------------------|------------------------|---------------------------------|
| Fast fatigable (FF — tipo IIx)          | Alta                | Veloce                  | Bassa                  | Fast glycolytic (FG)            |
| Fast fatigue-resistant (FFR — tipo IIa) | Moderata            | Veloce                  | Moderata               | Fast oxidative glycolytic (FOG) |
| Slow (S — tipo I)                       | Bassa               | Lenta                   | Alta                   | Slow oxidative (SO)             |

**Tabella 2.3:** Caratteristiche e corrispondenze tra unità motorie e tipologie di fibre muscolari

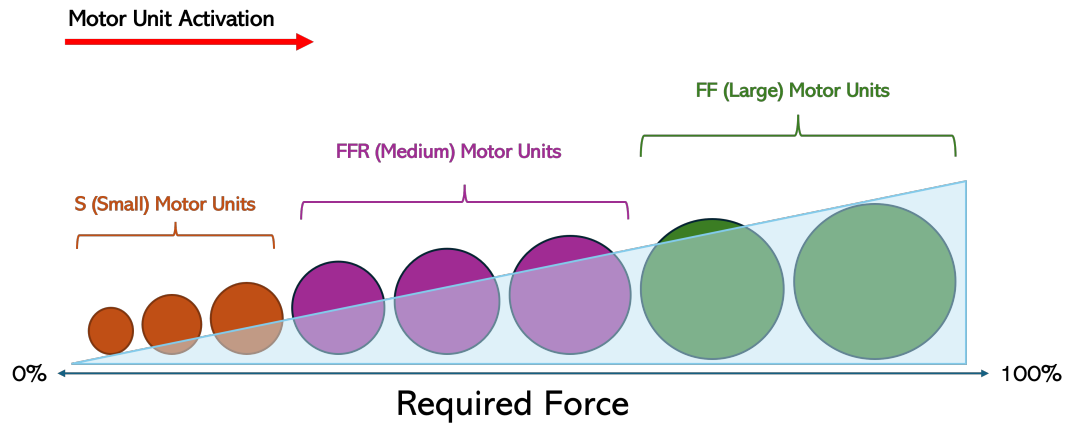
### 2.3.1 Modalità di reclutamento delle unità motorie

Il controllo della forza nel sistema neuromuscolare umano si basa su due meccanismi fondamentali: il *reclutamento delle unità motorie* (*MU recruitment*) e la *modulazione della loro frequenza di sparo* (*Rate coding*) [15].

Il primo meccanismo riguarda l'ordine con cui le MU vengono attivate in risposta a uno stimolo volontario crescente.

Uno dei concetti cardine per comprendere questa dinamica è il **principio della dimensione di Henneman (Size principle)**, secondo cui, durante una contrazione, le unità motorie vengono reclutate in maniera ordinata, dalle più piccole alle più grandi, sulla base delle proprietà del motoneurone e della soglia di eccitabilità. Le MU più piccole associate a fibre di tipo S hanno una soglia di reclutamento più bassa e vengono quindi attivate per prime. Con l'aumentare della richiesta di forza, si attivano progressivamente MU più grandi, che innervano fibre di tipo FFR e FF, dotate di maggiore capacità di generazione di forza ma anche meno resistenti alla fatica.

## Motor Unit Recruitment

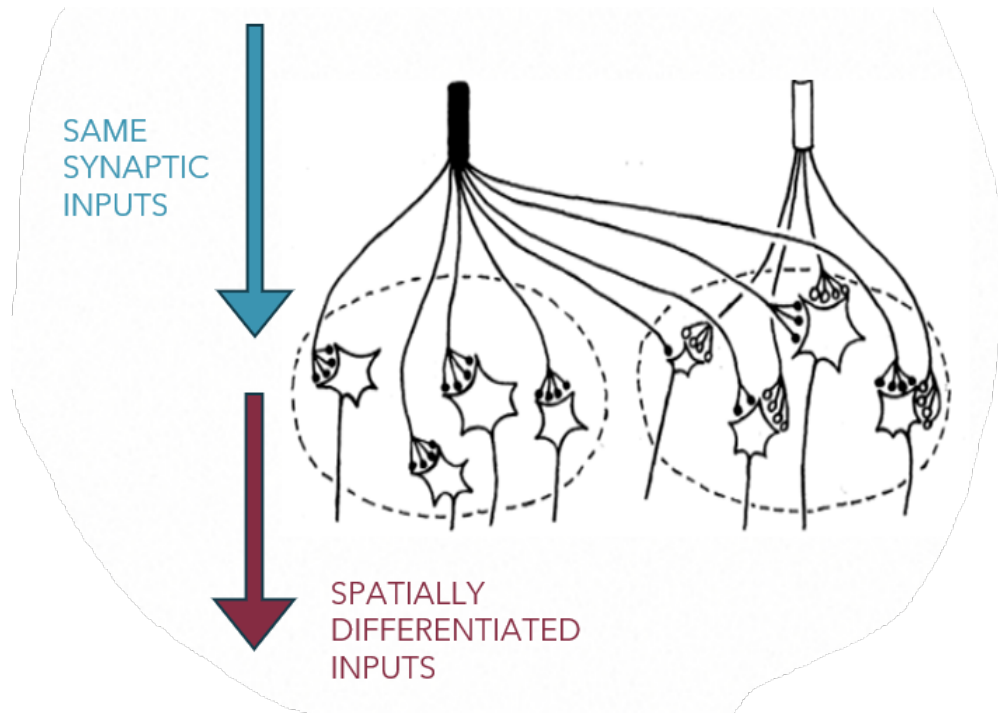


**Figura 2.23:** Rappresentazione qualitativa del Principio di Henneman

Questo reclutamento progressivo consente efficienza e risparmio energetico nei movimenti quotidiani e nei compiti submassimali. Tuttavia, nel contesto specifico della presente tesi, tale comportamento ordinato non è osservabile. Infatti, per i compiti analizzati<sup>12</sup> la forza richiesta è prossima alla contrazione volontaria massima (MVC) già nelle fasi iniziali. Di conseguenza, è verosimile che gran parte delle MU venga reclutata fin da subito, rendendo difficile l'identificazione di un andamento progressivo o gerarchico.

<sup>12</sup>Esercizi isometrici ad alta intensità fino a esaurimento.

I motoneuroni reclutati dal SNC sono organizzati in *pool* localizzati nel midollo spinale, che rappresenta il punto in cui convergono gli input sinaptici provenienti da diverse fonti<sup>13</sup>. Il cervello non specifica direttamente quali unità motorie devono essere attivate; piuttosto, invia un comando globale che viene modulato localmente in base alle proprietà dei singoli motoneuroni, rendendo il reclutamento un processo governato principalmente da meccanismi spinali [15].



**Figura 2.24:** Pool di Motoneuroni del midollo spinale

In condizioni fisiologiche standard, l'ordine di attivazione tende a rispettare questo principio. Tuttavia, esso può essere modificato da variazioni nell'input sinaptico, ad esempio per effetto di stimolazioni sensoriali periferiche o cutanee, le quali possono alterare temporaneamente l'eccitabilità dei motoneuroni e modificare il reclutamento atteso. Queste deviazioni dal comportamento canonico sono particolarmente rilevanti in compiti complessi o in condizioni non fisiologiche [55].

<sup>13</sup>Corteccia, vie sensoriali, interneuroni spinali.

### 2.3.2 Rate Coding

Il secondo meccanismo fondamentale per la modulazione della forza muscolare è rappresentato dalla variazione della frequenza di sparo (Rate coding) delle MU già attive. Questo parametro, spesso espresso come **frequenza media di sparo (Mean Firing Rate)**, riflette la capacità del sistema nervoso di aumentare la forza prodotta da una singola unità motoria incrementandone la velocità di attivazione [15].

Le MU attive durante una contrazione volontaria mostrano frequenze di sparo che variano in funzione dell'intensità del compito, con valori tipici compresi tra i 5 e i 25 Hz. Nei compiti a bassa intensità, la modulazione della forza avviene prevalentemente tramite il reclutamento di nuove MU, mentre a livelli più elevati, quando quasi tutte le unità disponibili sono già attive, il rate coding diventa il principale meccanismo per aumentare la forza.

Un parametro utile per caratterizzare la variabilità temporale degli spari è il **coefficiente di variazione dell'intervallo inter-spike (CoV for the ISI)**, che rappresenta una misura della regolarità con cui una MU spara durante una contrazione sostenuta. Un'elevata variabilità dell'ISI è spesso associata a un controllo motorio meno efficiente e a maggiori fluttuazioni della forza.

$$\text{CoV}_{\text{ISI}} = \left( \frac{\text{SD}_{\text{ISI}}}{\text{Mean ISI}} \right) \cdot 100 \quad (2.5)$$

CoV = Coefficient of Variation;  
 ISI = Inter-Spike Interval;  
 SD = Standard deviation.

L'allenamento di tipo endurance può determinare una riduzione della frequenza media di sparo delle MU. In particolare, *Vila-Chã et al.* [56] hanno dimostrato che, dopo 6 settimane di training aerobico, la mean firing rate durante una contrazione al 30% MVC si riduce significativamente rispetto ai valori pre-training. Questo adattamento può essere interpretato come una strategia per migliorare la sostenibilità dello sforzo, riducendo il costo metabolico e facilitando il recupero tra i potenziali reclutamenti ciclici delle stesse MU. Parallelamente, è stato osservato che l'endurance training non modifica significativamente il CoV dell'ISI, suggerendo che la maggiore resistenza alla fatica non si accompagna necessariamente a un miglioramento del controllo della forza.

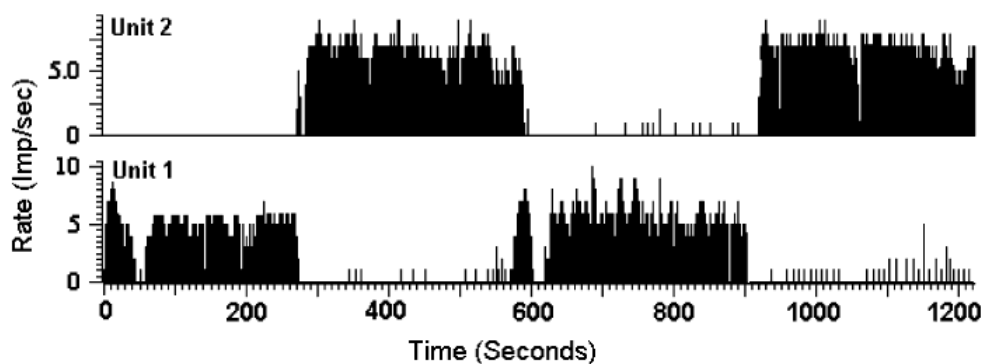
Un altro fenomeno rilevante osservabile durante contrazioni volontarie è la **sincronizzazione delle unità motorie (motor unit synchronization)**, ovvero la tendenza di più MU a generare potenziali d'azione in maniera temporalmente ravvicinata. Questo comportamento è interpretato come il risultato di un input sinaptico comune che agisce su più motoneuroni all'interno dello stesso pool. Tale sincronizzazione può manifestarsi durante contrazioni isometriche, in particolare a bassa forza, ed è associata a fenomeni oscillatori a bassa frequenza nel segnale EMG [15].



### 2.3.3 Sostituzione e rotazione di unità motorie

La sincronizzazione non rappresenta l'unica modalità con cui più MU possono essere gestite congiuntamente. In alcune condizioni, come durante contrazioni isometriche prolungate o compiti di endurance, il sistema nervoso potrebbe preferire una strategia alternativa: la **sostituzione e/o la rotazione delle MU**. In questi casi, diverse unità motorie si alternano nel tempo nell'attivazione per condividere il carico, evitando che una singola MU venga sovraccaricata fino alla fatica: anziché agire simultaneamente, le MU si distribuiscono temporalmente, come se il sistema nervoso mettesse in atto un meccanismo di "turnazione" per prolungare la capacità di mantenere il compito motorio nel tempo. Questo approccio, di cui si è alla ricerca nei risultati di questo studio, suggerisce una strategia di controllo che mira a massimizzare la resistenza alla fatica, più che a ottimizzare la potenza contrattile istantanea.

Diversi studi sperimentali hanno fornito evidenze del fenomeno della rotazione e della sostituzione delle MU in vari gruppi muscolari durante contrazioni prolungate a bassa intensità. Uno degli studi più sistematici a riguardo è quello di *Bawa et al.* [16], in cui sono state osservate rotazioni tra motoneuroni durante contrazioni isometriche prolungate in muscoli distali di arto superiore e inferiore. In particolare, durante contrazioni mantenute per oltre 30 minuti, MU con soglie simili si alternano nel tempo, consentendo a ciascuna una fase di recupero parziale prima di essere nuovamente reclutate.



**Figura 2.25:** Registrazione che mostra la rotazione in un paio di MU dell'extensor carpi radialis. I due grafici sono istogrammi che mostrano l'Instantaneous Discharge Rate delle MU 1 e 2 [16]

Un lavoro successivo degli stessi autori ha confermato l'esistenza di tali rotazioni in una varietà di muscoli umani, suggerendo che il fenomeno non sia limitato ai muscoli posturali, come ipotizzato in precedenza, ma possa emergere anche in contesti meno "statici", a condizione che il compito motorio sia sufficientemente prolungato da indurre affaticamento locale [17].

Ulteriori evidenze indirette derivano da studi sull'attività alternata tra muscoli sinergici, come quelli condotti da *Kouzaki et al.* [19, 20]. In questi lavori, condotti su estensori del ginocchio durante contrazioni a bassa intensità (2.5% MVC), è stato osservato che l'attivazione si alternava tra diversi muscoli sinergici<sup>14</sup>, favorendo il mantenimento della forza con fluttuazioni minime e una migliore circolazione locale.

Sebbene questo tipo di attività alternata coinvolga gruppi muscolari distinti piuttosto che singole MU all'interno dello stesso muscolo, il principio funzionale alla base, ovvero la distribuzione temporale del carico (Load Sharing), appare concettualmente affine al meccanismo di rotazione delle MU.

Nel complesso, questi studi supportano l'ipotesi che la rotazione e la sostituzione delle MU rappresentino strategie del sistema neuromuscolare per ritardare l'insorgenza della fatica durante contrazioni sostenute. In particolare, la loro manifestazione sembra più probabile nei compiti a bassa intensità ma lunga durata, e può variare in base alle caratteristiche del muscolo, al tipo di controllo richiesto e alla distribuzione degli input sinaptici.

Nel contesto della presente tesi, lo studio delle dinamiche temporali delle MU nei compiti di sospensione potrebbe offrire spunti interessanti per l'identificazione di simili strategie adattative.

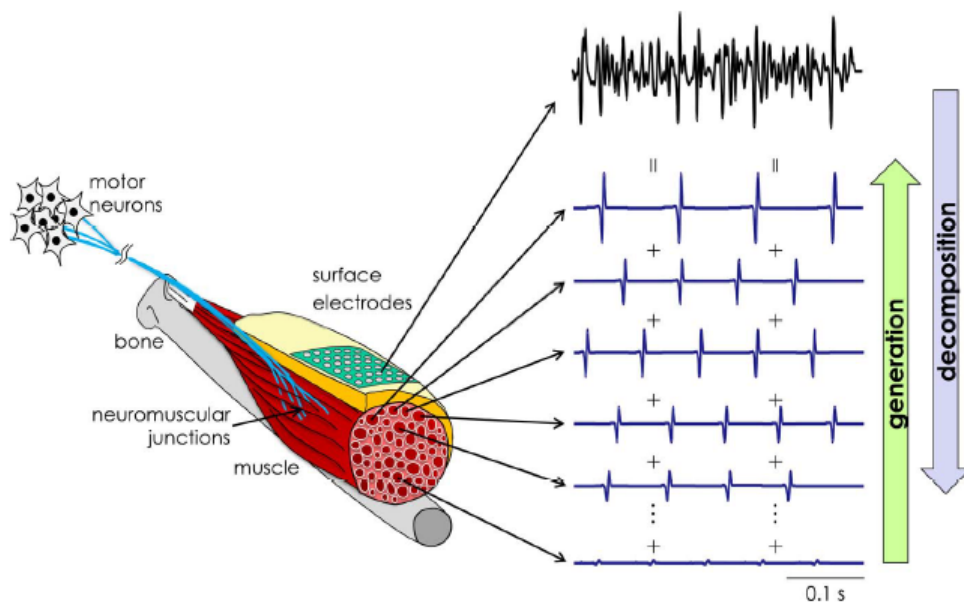
---

<sup>14</sup>Vasto Laterale e Retto Femorale

## 2.4 La decomposizione di segnali mioelettrici

L'introduzione delle tecniche di HD-sEMG ha rappresentato un punto di svolta nell'analisi neuromuscolare non invasiva. A differenza dell'EMG convenzionale, il segnale HD-sEMG consente di passare da una lettura "globale" dell'attività muscolare a un'analisi mirata delle singole MU, non solo in termini temporali, ma anche spaziali. Grazie alla disponibilità di griglie bidimensionali di elettrodi, è oggi possibile ricostruire con precisione la distribuzione spazio-temporale dei potenziali d'azione generati da ciascuna MU, aprendo la strada alla loro identificazione diretta.

In questo contesto, la **decomposizione del segnale HD-sEMG** assume un ruolo cruciale: essa mira a isolare, all'interno del segnale complesso, i treni di impulsi individuali generati da ciascuna MU in ciascuno dei canali che compongono la matrice.



**Figura 2.26:** Dal segnale interferente EMG ai singoli treni di impulsi delle MU

L'obiettivo della decomposizione è quindi quello di trasformare un segnale mioelettrico denso e convoluto in una rappresentazione discreta e interpretabile, in cui le tempistiche di attivazione di ciascuna MU possano essere ricostruite. Questo processo consente di accedere non solo a parametri temporali come la

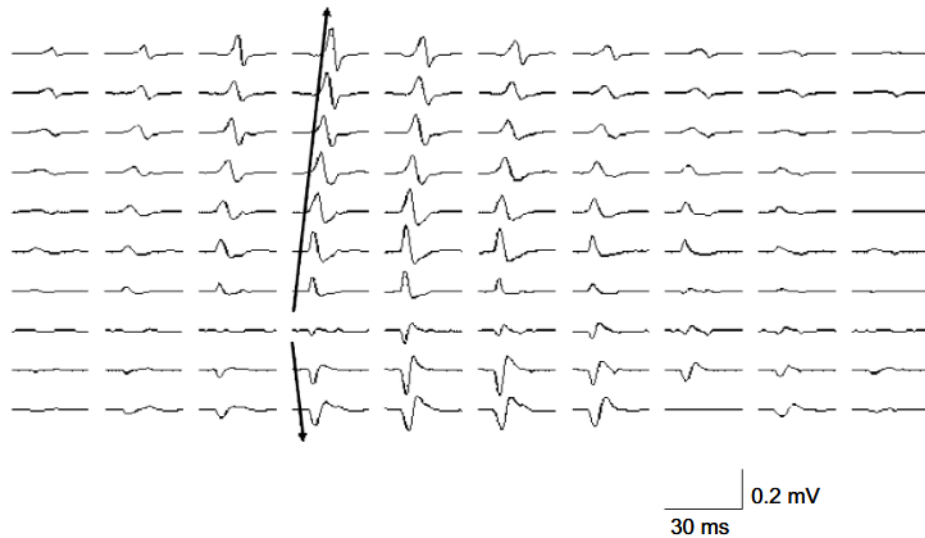
frequenza di sparo, ma anche a informazioni spaziali: è possibile infatti localizzare la *regione di attività della MU*, e, per alcuni muscoli, anche la *posizione della zona di innervazione* e la *velocità di conduzione delle fibre*.

L'accuratezza di tale ricostruzione è di fondamentale importanza: essa permette l'analisi del comportamento motorio a livello delle singole MU e, nel contesto di protocolli sperimentali come quello adottato in questa tesi, consente di valutare dinamiche di reclutamento, dereclutamento e, più in generale, di rotazione delle MU in condizioni di affaticamento.

Una tecnica comunemente utilizzata per rappresentare la forma dei MUAPs è lo **spike-triggered averaging (STA)**. In questo approccio, viene selezionata una serie di eventi *trigger*, ossia gli spike che rappresentano gli spari di una specifica MU, e per ciascuno di essi si estrae una finestra temporale dal segnale EMG registrato su ciascun canale della griglia. L'averaging di queste finestre sincronizzate permette di ottenere una rappresentazione temporale media del MUAP su tutta la superficie della matrice, attenuando il rumore e mettendo in evidenza la forma caratteristica del potenziale.

Questa tecnica è particolarmente utile per visualizzare la propagazione del potenziale d'azione all'interno del muscolo. Come mostrato in Figura 2.27, l'applicazione dello STA a un segnale HD-sEMG consente di evidenziare con chiarezza la direzione di propagazione a partire dalla zona della placca motrice, così come la distribuzione spaziale dell'ampiezza del potenziale. Nell'esempio in figura 2.27, relativo al bicipite brachiale, è ben visibile la propagazione bidirezionale del potenziale lungo l'asse verticale, mentre l'attenuazione lungo l'asse orizzontale indica la distanza crescente dalla fibra muscolare direttamente sottostante.

Oltre al valore descrittivo, il profilo temporale ottenuto può essere utilizzato come template di riferimento per la decomposizione, in modo da consentire all'operatore umano di discriminare fra MU fisiologiche e MU che non lo sono e che vanno dunque scartate.



**Figura 2.27:** Spike-triggered average del potenziale d'azione di una singola unità motoria registrata con griglia  $10 \times 10$  (bipolare, IED = 5 mm) [57]

### 2.4.1 Algoritmi di decomposizione

Per estrarre gli spari delle MU, sono stati sviluppati diversi approcci algoritmici, ognuno con specifici punti di forza e limitazioni. I principali tra questi sono:

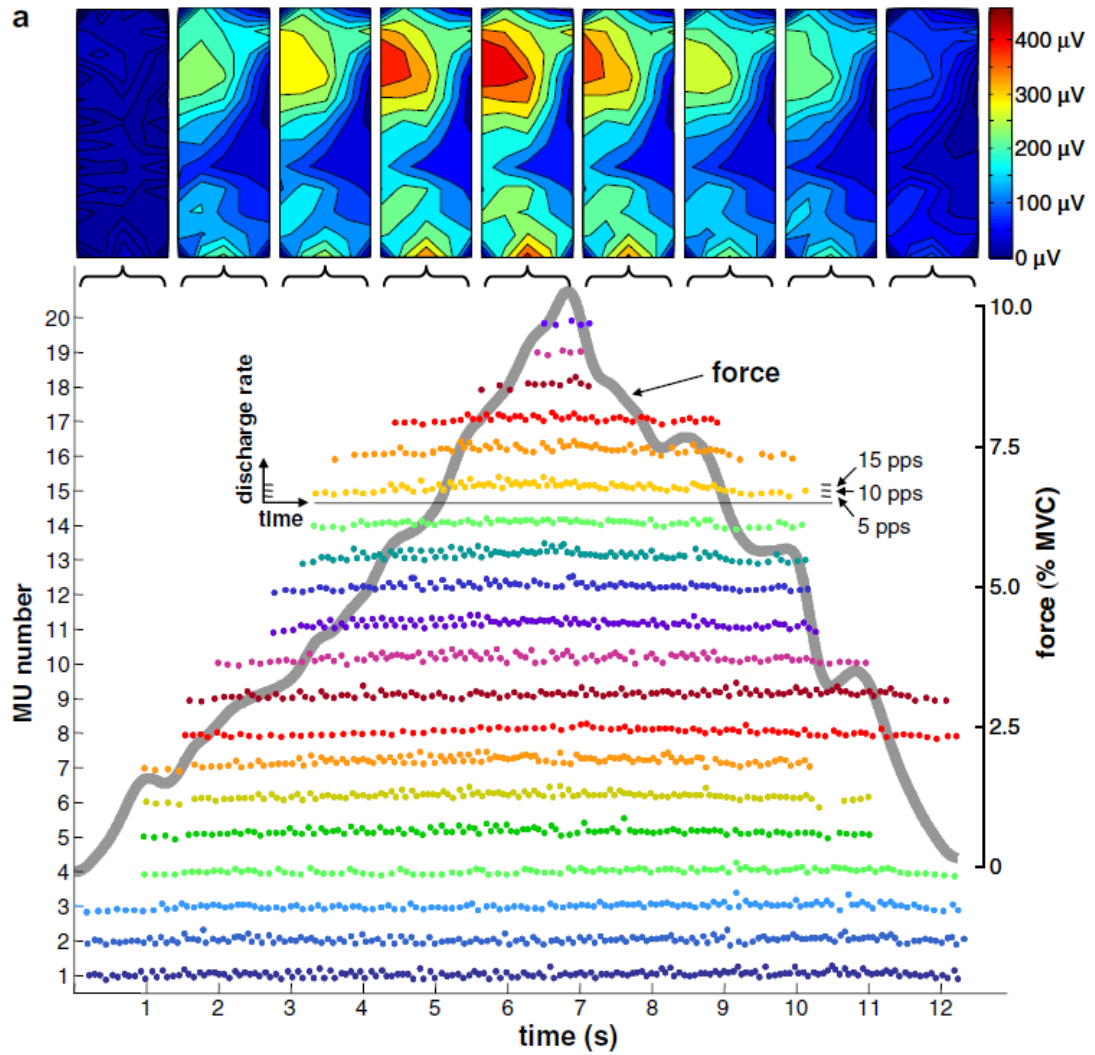
- **Template Matching:** consiste nel rilevare forme d'onda ripetitive nel segnale e confrontarle con dei “template” predefiniti associabili a specifiche MU [58]. È un metodo relativamente semplice, a basso costo computazionale e intuitivo, ma soffre fortemente le sovrapposizioni tra potenziali e la variabilità delle forme d'onda.
- **Convolution Kernel Compensation (CKC):** Il CKC è un algoritmo convolutivo che non necessita di identificare la forma d'onda del potenziale d'azione, ma stima direttamente il treno di impulsi attraverso un sistema di equazioni convolutive [58]. Si dimostra molto efficace anche in presenza di rumore o forme d'onda variabili, purché la registrazione sia sufficientemente lunga.

- **Blind Source Separation (BSS)**: è il metodo oggi più utilizzato, in particolare nella sua versione convolutiva. Questi algoritmi modellano il segnale EMG come una *miscela convolutiva di sorgenti statisticamente indipendenti*, ovvero le MU, e tentano di separarli ottimizzando criteri di indipendenza o "sparseness" [59, 60, 61]. Hanno un'elevata risoluzione temporale e spaziale ma restano comunque algoritmi complessi e computazionalmente dispendiosi. Richiedono in ogni caso una fase di validazione visiva da parte di un operatore umano.

A titolo esemplificativo, la Figura 2.28 mostra un risultato della decomposizione applicata a un segnale HD-sEMG durante una contrazione isometrica a intensità crescente e decrescente. In basso, i punti colorati rappresentano gli spari delle singole MU nel tempo, ordinate verticalmente in base alla loro identificazione. La curva grigia sovrapposta indica l'andamento della forza muscolare espressa in percentuale della contrazione volontaria massima (MVC).

Si osserva un chiaro incremento del numero di MU attive e della loro frequenza di sparo con l'aumentare della forza, seguito da un processo inverso nella fase di rilascio. Questa rappresentazione evidenzia visivamente i processi di reclutamento e de-reclutamento, insieme alla modulazione della frequenza (rate coding).

Nella parte superiore, sono riportate mappe spaziali del segnale EMG per diverse finestre temporali lungo la contrazione. Le mappe mostrano l'attività elettrica registrata sulla matrice di elettrodi, permettendo di apprezzare la localizzazione e la distribuzione dell'attività mioelettrica nel tempo. L'intensificazione dell'attività e il suo spostamento spaziale riflettono il coinvolgimento progressivo di nuove unità motorie e possibili adattamenti nel reclutamento.



**Figura 2.28:** Visualizzazione congiunta della forza muscolare, della frequenza di sparo delle MU e della distribuzione spaziale dell'attività EMG su griglia durante una contrazione isometrica.

## 2.5 Le sinergie muscolari

Quando si va alla ricerca di pattern che spieghino delle strategie adottate dal sistema neuromuscolare per adempiere ad un determinato compito, va sempre tenuto in conto che il controllo del movimento umano è un processo estremamente complesso, che richiede l'integrazione di informazioni sensoriali, piani motori e dinamiche biomeccaniche.

Per semplificare questa complessità, è stato proposto il concetto di **motor primitives (MP)**, ovvero unità funzionali elementari che costituiscono i "mattoni" con cui il sistema nervoso centrale costruisce movimenti più complessi. Essi rappresentano le entità elementari che compongono il movimento, presenti fin dalle prime fasi dello sviluppo e riutilizzabili in diversi contesti motori [62].

Questi MP possono essere considerati a diversi livelli: cinematico, muscolare/sinergico e temporale. La Figura 2.29 ne evidenzia tre principali categorie.

- **MP1:** *Kinematic motor primitives*, ovvero schemi di movimento minimi (come "stroke" e cicli) condivisi tra specie;
- **MP2:** *Spatial muscle synergies*, che rappresentano combinazioni fisse di muscoli reclutati per generare pattern di forza stabili, a partire da drive neurali distribuiti ai pool di motoneuroni;
- **MP3:** *Time-varying muscle synergies*, ovvero sinergie temporali caratterizzate da pattern di attivazione muscolare che possono variare in fase e composizione.

Tali costrutti offrono un'organizzazione "per moduli" che permette al sistema motorio di orchestrare una vasta gamma di azioni attraverso la combinazione e l'adattamento dinamico di pochi moduli di base. L'interesse scientifico verso queste strutture è in genere motivato dalla loro capacità di semplificare il controllo motorio, facilitare l'apprendimento, la riabilitazione e la progettazione di sistemi robotici ispirati alla neurofisiologia.

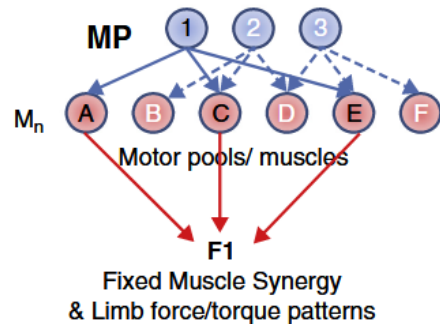


## TYPES OF MOTOR PRIMITIVES

**MP1** KINEMATIC MOTOR PRIMITIVES – stroke based decompositions - common features across species including human manipulation

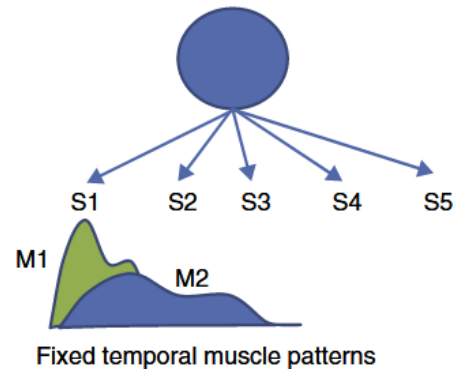


**MP2** SPATIAL MUSCLE SYNERGIES, ASSOCIATED FORCE-FIELD MOTOR PRIMITIVES & NEURAL DRIVES



*Adjustments: vary time pattern & strength*

**MP3** TIME-VARYING MUSCLE SYNERGIES & TEMPORAL PATTERNS



*Adjustments: vary phase & muscle composition*

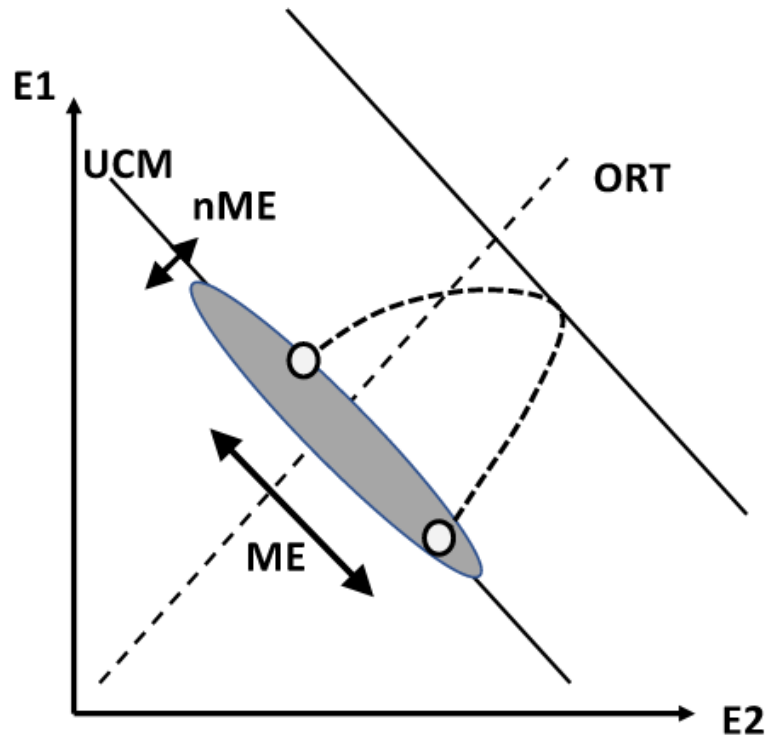
**Figura 2.29:** Tipologie di Motor Primitives: MP1, MP2, MP3

### 2.5.1 L'ipotesi dell'Uncontrolled Manifold e la Motor Equivalence

Nel tentativo di comprendere come il CNS affronti l'apparente ridondanza del corpo umano durante il controllo motorio, *Mark Latash et al.* hanno sviluppato una teoria alternativa al classico “problema della ridondanza” di Bernstein. Invece di considerare l'eccesso di gradi di libertà come un ostacolo da eliminare, Latash propone il principio dell'abbondanza, secondo cui il CNS sfrutta la ricchezza di soluzioni motorie disponibili per garantire la stabilità delle variabili di prestazione più rilevanti per il compito [63].

In questo contesto si inserisce l'**Uncontrolled Manifold Hypothesis (UCM)**, secondo la quale la variabilità nei compiti motori si distribuisce in modo non casuale: essa è maggiore lungo le dimensioni dello spazio delle variabili elementari che non influenzano il risultato del compito (UCM), mentre è minore nelle direzioni ortogonali (ORT), in cui eventuali variazioni porterebbero a errori nella prestazione [63, 64]. Questo comportamento viene interpretato come una manifestazione di sinergie motorie, intese come organizzazioni neurali in grado di coordinare insiemi abbondanti di elementi motori (muscoli, giunture, unità motorie) per stabilizzare dinamicamente le variabili rilevanti del compito, come la posizione del centro di pressione su una piattaforma di forza [64] o la forza totale applicata, ad esempio, a una presa d'arrampicata.

Un concetto complementare a quello di UCM è la **Motor Equivalence (ME)**, ovvero la capacità del sistema motorio di raggiungere lo stesso obiettivo attraverso diverse combinazioni di attivazioni muscolari. Quando un compito viene eseguito in condizioni leggermente diverse, la traiettoria delle soluzioni tende a restare all'interno dell'UCM, mostrando una variabilità “funzionale” che non compromette il risultato. Al contrario, le deviazioni fuori da questo spazio (nME – non-Motor Equivalent) sono correlate a instabilità o a errori di prestazione [65].



**Figura 2.30:** Rappresentazione schematica del concetto di Uncontrolled Manifold (UCM) e Motor Equivalence (ME). Le variazioni tra ripetizioni di uno stesso compito si distribuiscono principalmente lungo la UCM (linea tratteggiata obliqua), dove il compito può essere eseguito con diverse combinazioni motorie equivalenti. Le deviazioni ortogonali (nME) invece alterano il risultato del compito [64]

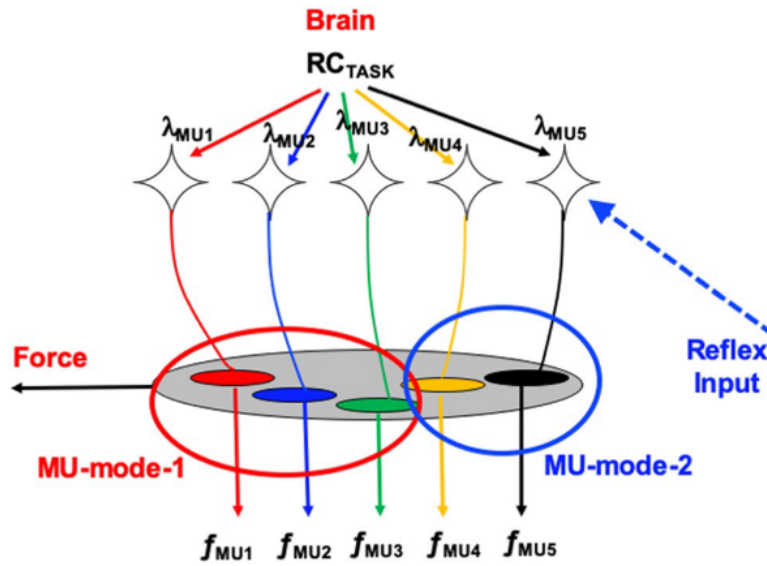
La Figura 2.30 schematizza il concetto, mostrando come le variazioni compatibili con il compito (ME) tendano a restare all'interno dell'UCM, mentre quelle ortogonali (nME) possono compromettere la performance.

L'uso combinato dell'analisi della varianza inter-trial ( $V_{UCM}$  e  $V_{ORT}$ ) e della motor equivalence (ME e nME) consente di stimare indici di sinergia e valutare la stabilità di un'azione motoria.

## 2.5.2 I modi delle unità motorie

Recenti sviluppi nell'ambito della decomposizione dei segnali HD-sEMG hanno reso possibile lo studio del controllo motorio a un livello ancora più profondo e sottile: quello delle unità motorie. Diversi studi condotti dal gruppo di *Latash e Madarshahian* hanno dimostrato che, anche all'interno di un singolo muscolo, le unità motorie possono organizzarsi in gruppi stabili, detti **MU modes**, caratterizzati da variazioni parallele dei firing rates durante compiti di forza ciclica [22, 66].

Questi MU modes emergono tipicamente attraverso analisi di componenti principali (PCA) applicate alle frequenze di sparo delle MU, e rappresentano unità funzionali che sembrano riflettere comandi neurali distinti, analoghi ai comandi di reciprocità e di co-attivazione descritti nella teoria delle coordinate di riferimento spaziali (R- e C-command) [67]. Una volta identificati, i MU modes possono essere analizzati nel quadro teorico dell'UCM, per valutare la presenza di sinergie stabilizzanti la forza. La figura 2.31 mostra una rappresentazione schematica dei MU modes, rappresentati come dei gruppi funzionali stabili all'interno di un muscolo e nei quali si ritrovano più MU.



**Figura 2.31:** Rappresentazione grafica degli MU modes. Questi gruppi funzionali ricevono tutti dei comandi  $\lambda_{MU}$  che modulano le frequenze di sparo ( $f_{MU}$ ) in modo covariante. I guadagni dei MU modes co-variano per stabilizzare variabili di prestazione rilevanti per il compito, come la forza muscolare.

Nel contesto di questo studio, volto ad analizzare le strategie neuromuscolari coinvolte nell'affaticamento di soggetti intermedi e avanzati in arrampicata sportiva, l'analisi degli MU modes può essere sfruttata per rivelare meccanismi funzionali di alternanza e compensazione tra gruppi di unità motorie.

# Capitolo 3

## Metodi

### 3.1 Soggetti

I dati per lo studio sono stati acquisiti da *Vieira et al.* [1] su 43 soggetti sani arrampicatori (33 maschi e 10 femmine; età:  $28 \pm 9$  anni, altezza:  $173 \pm 9$  cm, massa corporea:  $66 \pm 11$  kg) appartenenti a due diversi livelli di expertise: intermedio e avanzato. Ogni soggetto ha autoriferito il proprio livello di abilità nell'arrampicata [30].

Le due categorie sono state definite sulla base della scala francese [7] riportata in tabella 2.1:

- **soggetti di livello intermedio:** dal grado 5+ al 6c+;
- **soggetti di livello avanzato:** dal grado 7a al 9a.

Tutti i soggetti erano in salute al momento dell'esperimento e non hanno riportato patologie agli arti superiori. Ogni soggetto ha firmato un modulo di consenso informato prima dell'inizio dell'esperimento. Tutti i test sono stati approvati dal Comitato Etico locale del Politecnico di Torino (98992/2023), in modo conforme alla Dichiarazione di Helsinki.

Hanno partecipato soggetti con grado di arrampicata di almeno 6a e che avessero una regolarità nell'allenamento di arrampicata di almeno un mese al momento dello studio. Si è fatta inoltre attenzione ad arruolare circa lo stesso numero di soggetti per entrambi i gruppi di arrampicata, in modo da avere un campione quanto più bilanciato possibile e che consenta la verifica di una eventuale variazione delle strategie muscolari attuate durante gli esercizi di affaticamento che sia associata al livello di esperienza. Infine, si è cercato di reclutare i soggetti tenendo conto delle distribuzioni di età nei due gruppi, cercando di mantenerle il più simili possibile fra loro, così da evitare che i dati venissero influenzati da questo fattore.

## 3.2 Protocollo sperimentale

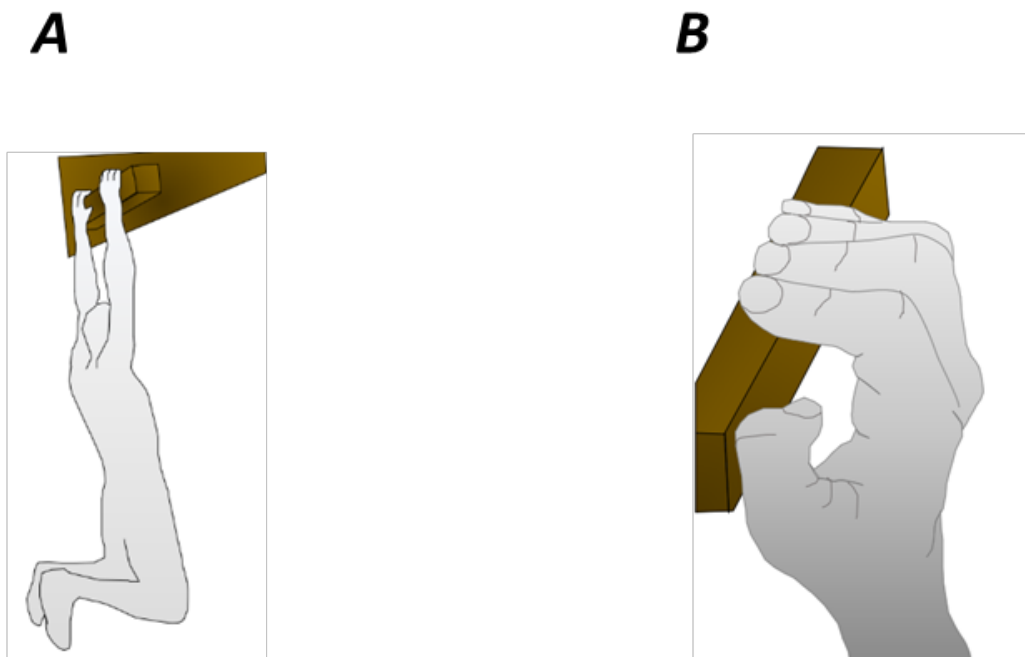
I segnali HD-sEMG sono stati prelevati durante esercizi di sospensione mantenuta in condizioni isometriche, che si sono svolti al campus board della palestra "B-Side Climbing Village" di Torino. Il campus board è composto da una serie di travi di legno orizzontali attaccate ad una parete inclinata; queste vengono usate solitamente dagli scalatori come esercizio di riscaldamento o per potenziare la forza delle dita.

Prima di cominciare con le acquisizioni, ad ogni partecipante è stato richiesto di effettuare un riscaldamento di 15 minuti in autonomia, comprendente mobilitazioni in flessione ed estensione, e la rotazione delle articolazioni coinvolte nello sforzo: collo, spalle, tronco, gomiti, polsi e dita. A seguito di ciò, ognuno di essi ha effettuato un riscaldamento specifico per il test, simulando gli esercizi di sospensione isometrici con intensità di sforzo moderata e progressiva [29].

Una volta concluso il riscaldamento, le matrici di elettrodi sono state posizionate nell'area ventrale dell'avambraccio, come verrà in seguito precisato.

A questo punto ha inizio la vera e propria fase di test, ogni soggetto ha eseguito 3 sospensioni statiche con braccia tese e impugnatura sulle tacche, questo tipo di sospensione è definita *dead hang* ed è rappresentata in figura 3.1A.

Si è scelta la presa *half-crimp* per garantire maggiore stabilità e sicurezza [29], oltre al fatto che il suo utilizzo è preponderante nelle vie d'arrampicata di elevata difficoltà [12]. Si ottiene tramite una flessione di  $90^\circ$  dell'articolazione interfalangea prossimale, mantenendo le articolazioni interfalangee distali ipertese; il pollice non deve essere coinvolto nell'impugnatura, come si osserva in figura 3.1B.

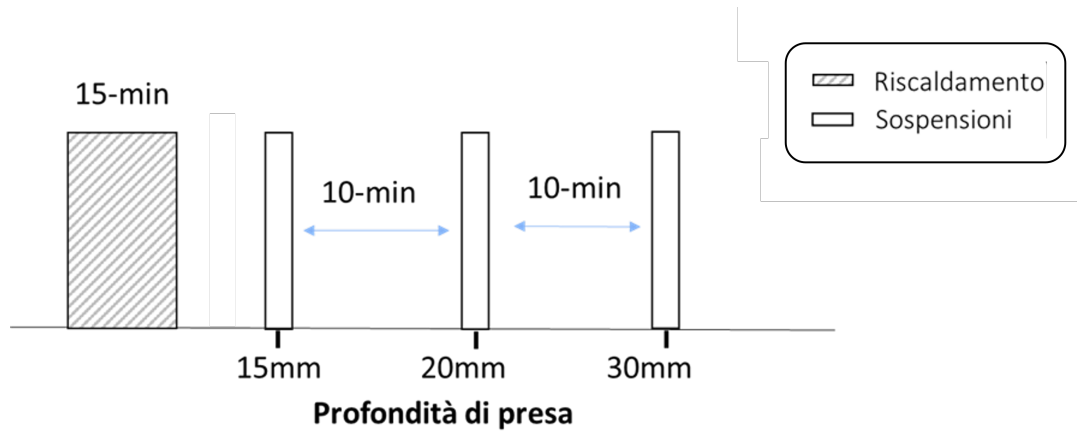


**Figura 3.1:** (A) Esercizio in sospensione; (B) Presa Half-crimp.

Durante il test, la sospensione veniva mantenuta fino a esaurimento. La prova si considerava conclusa al momento in cui il soggetto non riusciva più a mantenere la posizione isometrica, cadendo o perdendo il contatto con almeno una delle quattro dita coinvolte nella presa. Queste condizioni, caratterizzanti il fallimento della prova, sono state accertate dagli operatori esterni presenti in palestra, gli stessi a porre gli elettrodi sugli avambracci dei soggetti.



Come schematizzato in figura 3.2, sono state testate tre diverse profondità di presa, in ordine: 15 mm, 20 mm, 30 mm; intervallate da 10 minuti ciascuna per assicurare un recupero ottimale. La scelta di non rendere casuale l'ordine delle prese testate è basata sulla volontà di sopprimere ogni eventuale effetto derivante dall'affaticamento muscolare tra una prova e quella successiva.



**Figura 3.2:** Schema del protocollo seguito.

Durante ogni esercizio sono stati registrati:

- il tempo di sospensione sulla presa;
- l'attività elettrica dei muscoli flessori delle dita, prelevati nel braccio dominante tramite HD-sEMG.

### 3.2.1 Il sistema di acquisizione MEACS

I segnali HD-sEMG sono stati registrati sfruttando un sistema di acquisizione dati miniaturizzato chiamato **MEACS (Miniaturized EMG ACquisition System)**. Questo è un dispositivo sviluppato dal Laboratorio di Ingegneria del Sistema Neuromuscolare (LISiN) del Politecnico di Torino, Torino, Italia [68] e viene attualmente commercializzato da Rec Bioengineering Laboratories Srl.

Il sistema è certificato in classe I ed è fornito di un codice identificativo. Consente di acquisire segnali elettromiografici di superficie ad alta densità di elettrodi in modalità wireless; ciò apre sicuramente a più modalità d'impiego e a una maggiore flessibilità nell'uso.

Ogni sonda MEACS, riportata in figura 3.3, esegue il condizionamento, il campionamento e la trasmissione di 32 segnali sEMG monopolari.

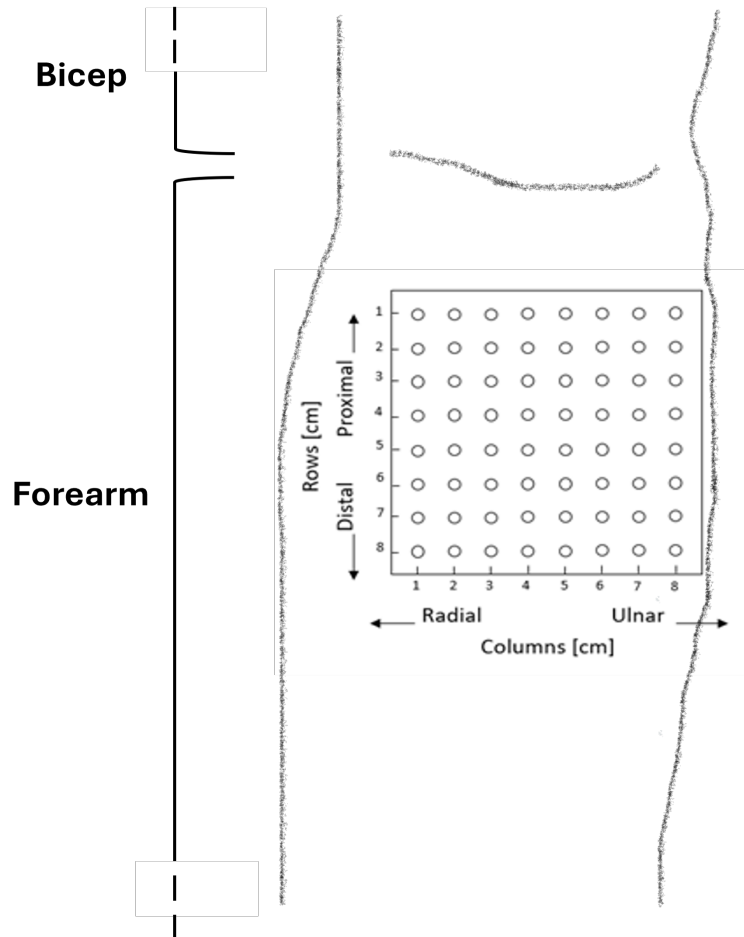


**Figura 3.3:** Sonda MEACS confrontata dimensionalmente con una moneta da 2 euro.

Il sistema si compone di una base di ricarica, un router Wi-Fi con quattro antenne e un software per la visualizzazione e la memorizzazione dei dati. I moduli comunicano col computer tramite Wi-Fi grazie a un collegamento unidirezionale a 2400 MHz. I moduli EMG hanno dimensioni 34x30x15 mm e peso 16.7 g, range in input di 10 mVpp, banda del segnale 10 – 500 Hz, frequenza di campionamento 2048 Hz e risoluzione a 16 bit [68].

Per l'acquisizione del segnale sEMG, ogni sonda è stata collegata tramite un apposito connettore di input a una griglia di elettrodi, applicata alla cute del soggetto tramite nastro biadesivo. La pelle dell'avambraccio dominante è stata preliminarmente depilata e pulita con pasta abrasiva, in modo tale da minimizzare l'impedenza elettrodo-cute e migliorare così la qualità dei segnali.

Sono state usate due sonde, ognuna collegata a una griglia bidimensionale 8x4. Le due griglie sono state disposte in modo contiguo, così da ottenere una disposizione 8x8 contenente 64 elettrodi circolari (diametro: 1 mm, distanza interelettrodica (IED) = 10 mm) (Figura 3.4).

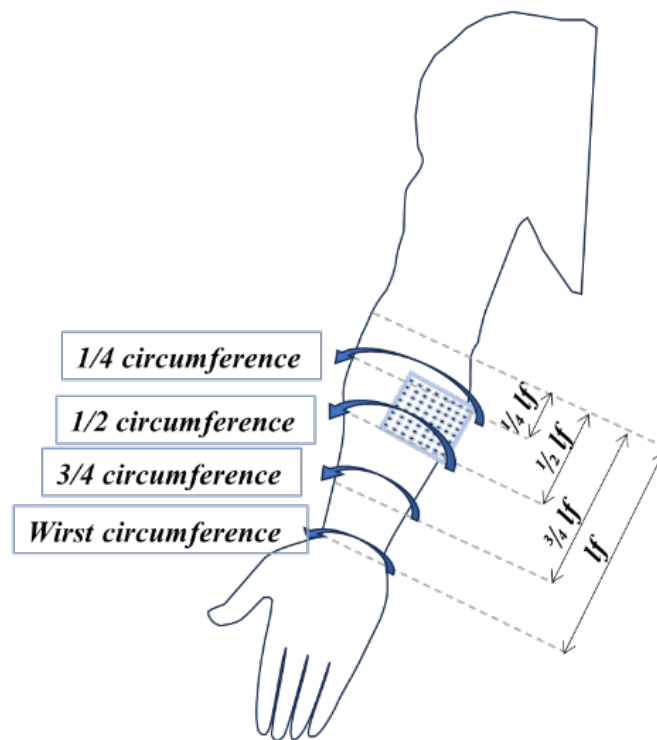


**Figura 3.4:** Matrice di elettrodi applicata a un avambraccio destro.

Questa disposizione 8x8 ha consentito di mappare efficacemente l'attività dell'avambraccio, ottenendo segnali EMG sensibili all'eccitazione dei flessori del polso e delle dita, sia superficiali che profondi, per via del prelievo monopolare.

Per determinare concretamente l'area di posizionamento delle matrici di elettrodi si sono seguiti i criteri descritti da *Van Beek et al.* [69] e di seguito riportati.

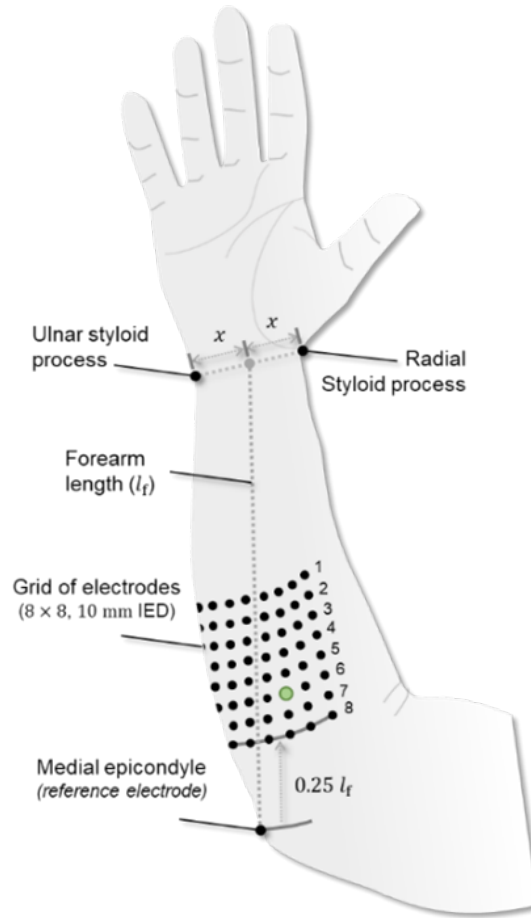
Il soggetto è stato istruito per porsi seduto con la schiena eretta, il gomito flesso con un'angolazione di  $90^\circ$  e la mano disposta con un angolo di pronazione di  $45^\circ$  rispetto alla posizione anatomica di riferimento. È stata a questo punto misurata la **lunghezza dell'avambraccio**<sup>1</sup> e la sua **circonferenza** a  $1/4$ ,  $1/2$ ,  $3/4$ , della lunghezza dell'avambraccio, oltre che alla circonferenza del polso. Questi passaggi sono risultati essenziali per normalizzare non solo il posizionamento della matrice, ma anche i valori delle analisi successive (Figura 3.5).



**Figura 3.5:** Quattro misure di circonferenza dell'avambraccio, misurate sul polso e a  $1/4$ ,  $1/2$  e  $3/4$  della lunghezza dell'avambraccio ( $lf$ ).

<sup>1</sup>distanza tra epicondilo laterale dell'omero e processo stiloideo ulnare.

Per posizionare correttamente le matrici di elettrodi si traccia una linea di riferimento dall'epicondilo mediale fino al centro del polso (metà tra processo stiloideo radiale e ulnare). La posizione dei muscoli è stata valutata tramite palpazione durante la flessione delle articolazioni metacarpo-falangea e interfalangea di ogni dito. Gli elettrodi sono posizionati simmetricamente rispetto alla linea di riferimento descritta sopra (Figura 3.6).

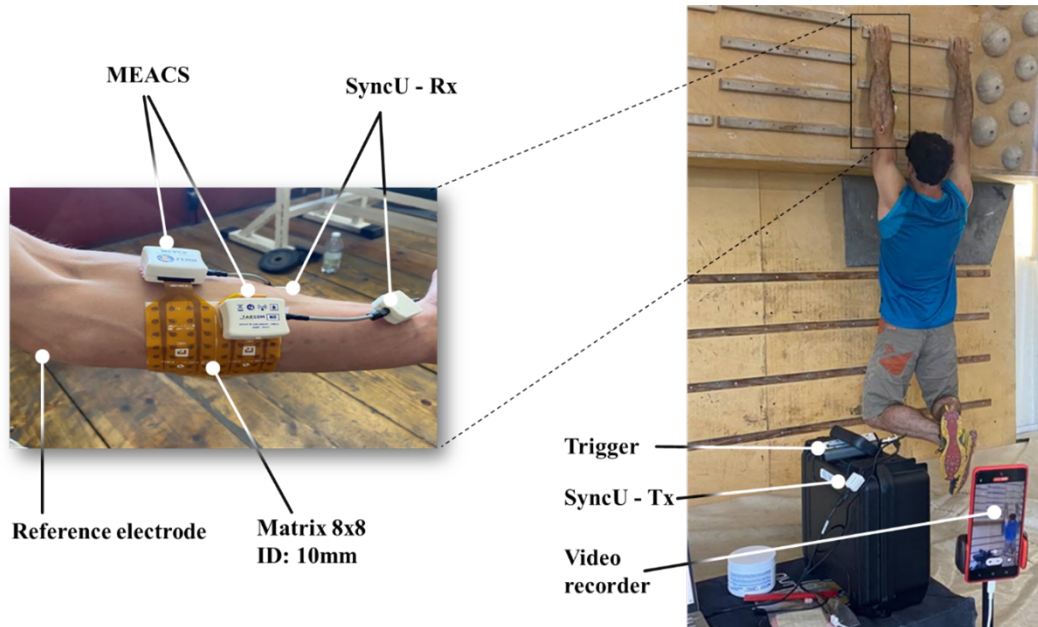


**Figura 3.6:** Posizionamento matrice sulla base delle misure antropometriche.

Come descritto precedentemente, ogni sonda MEACS viene connessa a una griglia di elettrodi 8x4 attraverso un connettore di input. Oltre a questa connessione, la sonda viene connessa a un dispositivo esterno di sincronizzazione (**SyncU**) attraverso un connettore ausiliario (female jack). Il SyncU viene a sua volta collegato all'elettrodo di riferimento monouso tramite contatto a bottone.

Questo modulo di sincronizzazione wireless è stato anch'esso progettato e prototipato dal LISiN - Politecnico di Torino, Torino, Italia, ed è composto da un modulo di trasmissione SyncU-Tx e un modulo ricevitore SyncU-Rx, come in figura 3.7. Il modulo ricevitore è collegato a ogni MEACS utilizzato e riceve un segnale di sincronizzazione generato esternamente con un generatore di impulsi in modalità manuale: impulsi a 1 pps, con periodo di 1 s e Duty Cycle del 50%, inviati sia all'inizio che alla fine dell'esercizio. I due moduli hanno dimensioni 28x24x12 mm e latenza di 400  $\mu$ s, inferiore al periodo di campionamento del segnale sEMG [70].

Oltre ai dispositivi già citati, è stato usato un telefono Samsung Galaxy S20 FE per effettuare delle registrazioni video 4K a 60 fps in modo da poter determinare i frame di inizio e fine del compito, in modo da definire il periodo valido per l'elaborazione dei dati. Dai video non è possibile riconoscere in volto i soggetti in quanto le riprese sono state effettuate esclusivamente con vista dorsale (Figura 3.7).



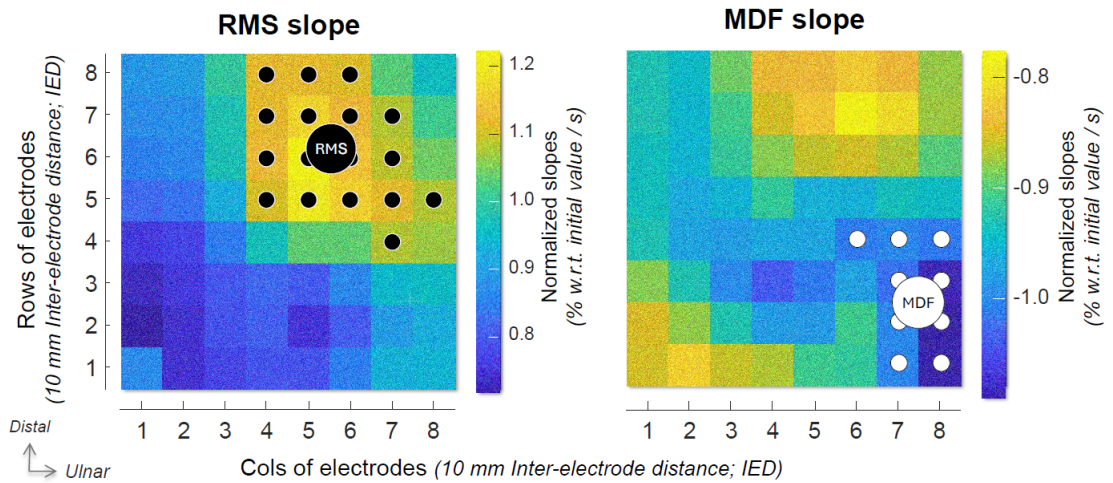
**Figura 3.7:** Set-up sperimentale.

La procedura di riscaldamento dei soggetti e assemblaggio della strumentazione ha richiesto un tempo variabile di circa 20 minuti e le sessioni di acquisizione sono durate tra i 30 e i 35 minuti. Il tempo richiesto a ogni soggetto è stato quindi al più pari a 60 minuti. Una volta acquisiti i dati da tutti e 43 i soggetti, si è passati infine alla fase di elaborazione.

### 3.3 Analisi dei dati

Come già descritto nei capitoli precedenti, in questo studio si sono sfruttate le potenzialità della decomposizione di segnali HD-sEMG per studiare le proprietà spazio-temporali delle singole MU degli scalatori.

In una **prima fase** le considerazioni relative alle MU decomposte e alle loro caratteristiche sono state affrontate in modo diretto, estraendo delle metriche che sono state ritenute rilevanti per cercare di rispondere alla domanda da cui ha avuto origine il lavoro: ossia la possibilità che vengano adottate strategie neurali, come ad esempio la rotazione delle MU, che spieghino, insieme agli adattamenti strutturali delle fibre, le differenze in performance riscontrate fra livelli diversi di arrampicatori. Oltre a questa, un'altra domanda era sorta direttamente dai risultati ottenuti nello studio precedente [1], in cui inaspettatamente si era osservato che le regioni dell'avambraccio dove si verificavano le più alte variazioni di RMS e MDF erano fra loro diverse (figura 3.8).



**Figura 3.8:** Heat maps relativa alle discrepanze spaziali di RMS Slope e MDF Slope [1].

Si è ipotizzato che queste differenze spaziali possano essere spiegate da una diversa regione di reclutamento delle MU: ad esempio, MU fresche, reclutate nel corso della contrazione in una regione diversa da quella più affaticata (MDF Slope più elevato), porterebbero a un naturale aumento dell'RMS Slope, non facendo così coincidere spazialmente i centroidi dei due indicatori di affaticamento. Queste differenze spaziali erano state evidenziate in ogni soggetto e per ogni profondità di presa analizzata.

In una **seconda fase**, l'attenzione si è spostata sull'analisi congiunta delle MU attraverso l'identificazione delle MU Modes, ovvero pattern coerenti di attivazione tra unità motorie. Questa parte dell'analisi ha permesso di indagare le eventuali differenze nei meccanismi di controllo neuromuscolare tra arrampicatori di diverso livello, esaminando le modalità di coordinazione e co-attivazione delle MU durante la contrazione isometrica.

### 3.3.1 Decomposizione dei segnali HD-sEMG

#### Preparazione dei segnali

Per ciascuna registrazione, i segnali grezzi acquisiti dalle due sonde MEACS e campionati a 2048 Hz sono stati inizialmente *sincronizzati* tramite i segnali ausiliari AUX1, allo scopo di correggere eventuali disallineamenti temporali. Successivamente, si è effettuato un *troncamento dei segnali al numero di campioni minimo tra le due sonde*, in modo da uniformarne la durata. Questo perché spesso è possibile che vi siano delle discrepanze minime nel trasferimento dei pacchetti di dati fra le due sonde che portano a un numero di campioni acquisito leggermente diverso.

Per isolare il segmento di interesse relativo alla contrazione isometrica, i segnali sono stati *ulteriormente tagliati* rispetto ai frame di inizio<sup>2</sup> e fine attività<sup>3</sup>, presenti nei video a 60 fps registrati durante i trial. Una volta estratto il segmento corrispondente al task, *i canali sono stati riorganizzati* secondo l'ordine degli elettrodi specificato per ciascun soggetto.

---

<sup>2</sup>soggetto si appende alla presa.

<sup>3</sup>failure time.



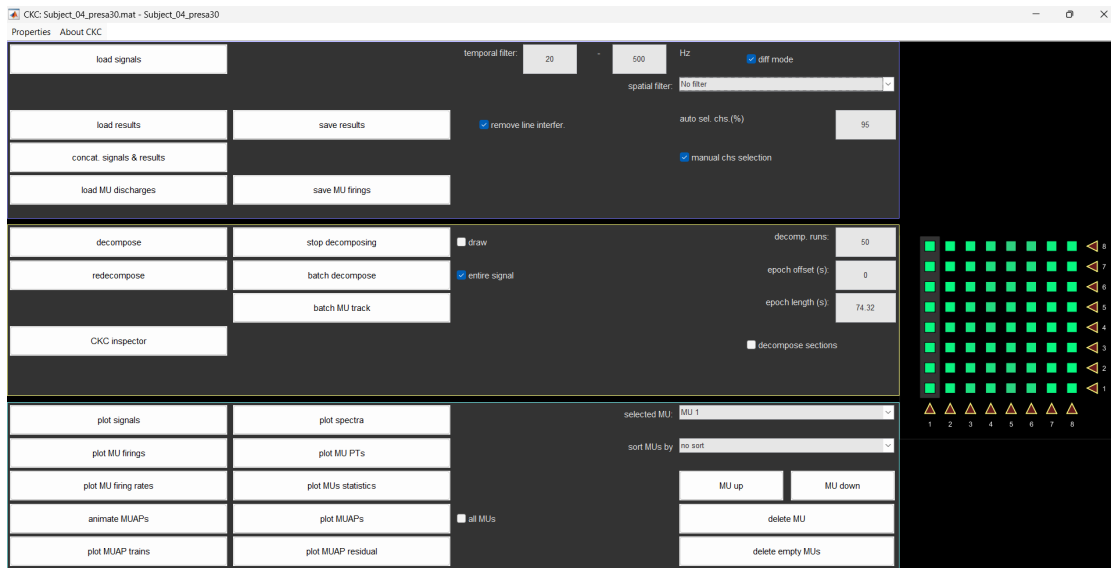
I dati sono stati poi *convertiti* da unità ADC (bit) a millivolt (mV), tenendo conto dei parametri di acquisizione (risoluzione a 16 bit; tensione di riferimento = 3.3 V; guadagno dell'amplificatore = 192). A questa fase è seguita un'*interpolazione dei canali rumorosi*, eseguita calcolando la media dei canali adiacenti nella disposizione bidimensionale della griglia elettrodica.

Infine, i segnali pre-processati sono stati organizzati nella struttura SIG, un array bidimensionale di celle compatibile con l'ambiente DEMUSE. Ogni struttura è stata salvata all'interno di una cartella dedicata, pronta per la successiva decomposizione in batch.

## DEMUSE

La decomposizione dei segnali HD-sEMG è stata effettuata in ambiente **DEMUSE** (DEcomposition of MU Surface EMG), uno strumento di ricerca sviluppato per l'analisi off-line di segnali EMG multicanale, operante su MATLAB.

DEMUSE consente di caricare, visualizzare, decomporre e successivamente modificare i risultati della decomposizione, rendendolo particolarmente adatto all'analisi delle singole MU a partire da segnali di superficie.



**Figura 3.9:** Interfaccia grafica di DEMUSE, ogni quadratino verde sulla destra corrisponde a uno dei 64 canali.

Il processo di decomposizione si basa sull'algoritmo **Convolution Kernel Compensation** (CKC), implementato in forma iterativa (gradient CKC) e integrato nel tool attraverso moduli chiamati *CKC readers*, che permettono la corretta lettura e interpretazione dei segnali EMG pre-processati, in base alla configurazione degli elettrodi e ai parametri di acquisizione. Il CKC è una tecnica di decomposizione blind, capace di identificare in maniera sequenziale i pattern di sparo delle MU grazie alla scomposizione convolutiva dei segnali EMG osservati [71, 72].

Per ciascun file, l'utente specifica il numero di iterazioni desiderate e il segmento temporale da analizzare, mentre l'algoritmo si occupa di ricostruire i MUAPs attraverso lo Spike-Triggered Averaging (STA) e i relativi istanti di sparo. Per i segnali studiati si è scelto un numero di iterazioni dell'algoritmo pari a 50, mentre non è stato necessario definire il segmento temporale da studiare perché i segnali erano già stati troncati da *start trial* a *end trial* in fase di preprocessing grazie ai segnali di trigger.

Alla fine della decomposizione, i risultati vengono salvati automaticamente, pronti per una successiva ispezione e validazione manuale.

### Ispezione visiva delle unità motorie

Il primo passo per la validazione delle MU decomposte è consistito nell'**ispezione visiva delle forme d'onda** ricostruite tramite STA. L'ispezione è stata effettuata su finestre di 40 ms attorno agli istanti di sparo. Questo criterio qualitativo ha preceduto ogni altra considerazione numerica.

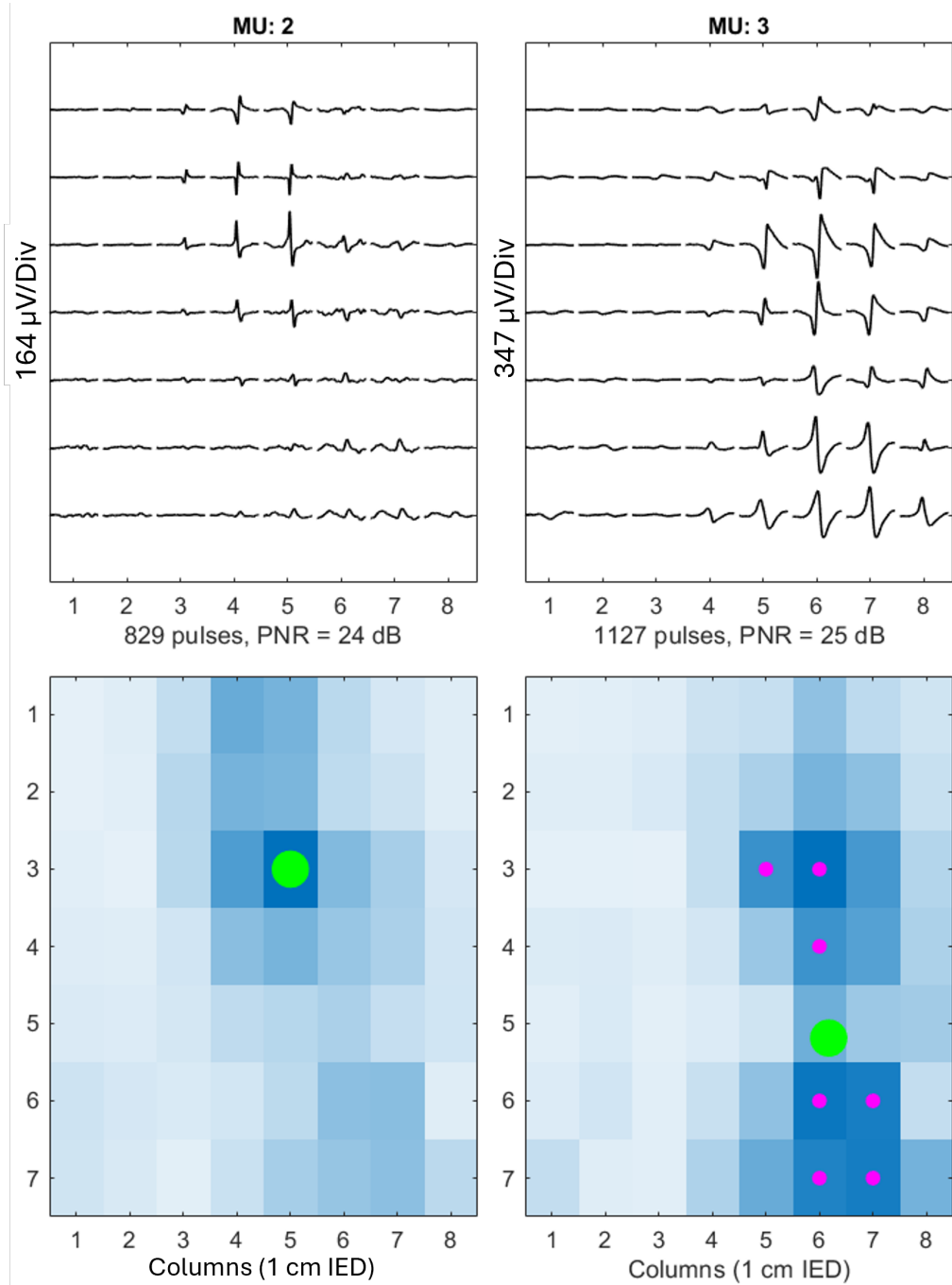
Le forme d'onda sono state visualizzate in modalità Singolo Differenziale (SD), in quanto tale configurazione permette una rappresentazione più chiara delle componenti fisiologiche. Si è utilizzato uno script MATLAB dedicato, sviluppato per migliorare la leggibilità dei MUAPs (figura 3.10) rispetto alla visualizzazione fornita di default dal modulo *CKC Reader* all'interno di DEMUSE.

Questo approccio ha permesso quindi di discriminare visivamente le MU fisiologicamente plausibili da quelle affette da artefatti, sovrapposizioni o segnali di natura non muscolare, migliorando così l'accuratezza della selezione. In particolare, sono state considerate fisiologicamente plausibili solo le MU che presentavano:

- una forma d'onda chiaramente riconoscibile con ampiezza coerente rispetto alla localizzazione anatomica;
- una propagazione dello spike ordinata lungo la direzione delle fibre, con un ritardo spazio-temporale coerente con la velocità di conduzione muscolare;

Sono invece state escluse le MU che presentavano molteplici inversioni disorganizzate, indicative di propagazione anomala o artefatti.

Questi criteri riflettono quanto riportato in letteratura sull'uso dell'HD-sEMG per ricostruire le “impronte digitali” (MUAP fingerprints) delle unità motorie, in cui la bidirezionalità della propagazione e la coerenza spaziale dei segnali sono indicatori di validità fisiologica [57]. Solo le MU che soddisfacevano tali requisiti sono state mantenute per le analisi successive.



**Figura 3.10:** Esempio di MUs con forme d'onda fisiologiche. Modalità Singolo Differenziale - Soggetto #3 - presa 20mm - MU #2, #3; in alto sono rappresentate le forme d'onda post-STA, in basso le corrispondenti mappe RMS con i centroidi individuati sulla base dei canali segmentati.

A seguito della decomposizione, si è osservato che le MU identificate nei segnali relativi alle prese da 15 mm presentavano, nella stragrande maggioranza dei casi, forme d'onda di scarsa qualità. Tale fenomeno è attribuibile alla ridotta durata di questi segnali, spesso inferiore ai 20 secondi, condizione che compromette significativamente l'efficacia dell'algoritmo di decomposizione implementato in DEMUSE. Per questa ragione, si è deciso di escludere le MU provenienti dalle prese da 15 mm da tutte le analisi successive.

Conclusa l'ispezione visiva dei MUAPs in MATLAB, si è passati ad analizzare le sequenze di sparo (*firing patterns*) e il PNR (*Pulse to Noise Ratio*) delle singole MU all'interno di DEMUSE, sfruttando il tool CKC Inspector (figura 3.11).



**Figura 3.11:** CKC Inspector: in alto si osservano i MUAPs dei 64 canali mediati tramite STA, in basso si hanno: il firing pattern con i relativi Instantaneous Discharge Rates (IDR) per ogni sparo, i treni dei pulses, relativi anch'essi a ciascun evento (subj #4 – presa 30 mm – MU #6).

Durante questa seconda fase, sono state escluse le MU con **pattern di sparo** non ben definiti, ovvero caratterizzati da una distribuzione altamente irregolare a “nuvola di punti” degli Instantaneous Discharge Rates (IDR), indice di rilevamenti di spari incoerenti. Gli IDR rappresentano la frequenza istantanea di sparo per ogni impulso: un profilo fisiologico dovrebbe mostrare un andamento coerente e privo di salti bruschi o densità di firing anomale.

Altro criterio fondamentale è stato il valore del PNR (riportato in alto a sinistra nell'interfaccia del CKC Inspector), che rappresenta il rapporto tra l'energia del segnale della MU stimata nei punti di sparo rispetto all'energia del rumore nei punti senza sparo, espresso in decibel (dB). Un PNR elevato è indicativo di una decomposizione accurata, mentre valori molto bassi sono spesso associati ad artefatti o a treni di spike poco affidabili [73]. In questo studio, la soglia di riferimento per la valutazione del PNR non è stata applicata in modo rigido: sono state accettate anche MU con PNR leggermente inferiore a 25 dB, qualora, dopo attenta ispezione visiva, si osservasse che le forme d'onda e il pattern di sparo risultassero comunque fisiologici.

In questo contesto, l'impiego di una soglia PNR non rigida è ulteriormente giustificato dalla natura del compito motorio. A differenza degli studi classici in condizioni isometriche controllate, in cui i soggetti sono istruiti a mantenere un livello costante di forza o a seguire un profilo predeterminato, il compito qui proposto prevedeva una sospensione isometrica a esaurimento, senza alcun vincolo sul controllo della forza esercitata. I partecipanti erano quindi liberi di modulare l'attivazione dei flessori delle dita nel modo ritenuto più efficace per sostenere il carico il più a lungo possibile. Cambiamenti temporali nella forza e nei pattern di attivazione sono dunque fisiologicamente attesi, e si riflettono in variazioni dei firing rate delle MU.

Inoltre, trattandosi di un task prolungato fino a esaurimento, è lecito aspettarsi modifiche progressive della forma d'onda dei MUAP. È noto che il valore di PNR può decrescere a seguito di tali cambiamenti morfologici [73], senza che ciò implichi necessariamente una perdita di affidabilità fisiologica del treno MU. Alla luce di ciò, nel presente studio sono state considerate valide anche MU con PNR leggermente inferiore a 25 dB, se supportate da un'adeguata morfologia del potenziale e da un pattern di sparo coerente.

Infine, tutte le MU con  $\text{PNR} < 22 \text{ dB}$  sono state escluse a priori, in quanto ritenute non affidabili indipendentemente da ogni altra considerazione.

Per la fase successiva di editing manuale, sono state quindi mantenute solo le MU che rispettavano tutti e tre i criteri riassunti qui di seguito:

1. forma d'onda fisiologica;
2. pattern di sparo ben definito;
3.  $\text{PNR} \geq 22 \text{ dB}$

### Editing manuale

L'editing manuale delle MU è stato condotto seguendo un approccio conservativo, evitando interventi eccessivi e mantenendo la struttura originale dei pattern di sparo nella misura del possibile [61].

Come primo criterio, sono stati eliminati gli spari con IDR superiore a 40 Hz o inferiore a 4 Hz (comandi "`del>IDR`" e "`del>IDRT`"), poiché non ritenuti fisiologici. Tuttavia, nel caso di MU che mostravano fasi di dereclutamento temporaneo (assenza di spari per più di 250 ms), il primo firing successivo è stato mantenuto, anche se isolato, in quanto considerato fisiologico e coerente con un nuovo ciclo di attivazione.

Per ciascuna MU, i treni di *pulses* sono stati analizzati in finestre temporali di circa 5 secondi. Utilizzando i comandi "`add firing`" e "`del firing`" all'interno del CKC Inspector, sono stati rispettivamente aggiunti i firing nei punti in cui il *pulse* era visibilmente elevato (indicatore della probabile presenza di uno spike) ed eliminati nei casi in cui il *pulse* risultava debole o spurio. Queste correzioni sono state necessarie per compensare i limiti dell'identificazione automatica, che talvolta omette firing reali o individua erroneamente eventi non fisiologici.

Al termine dell'editing manuale, per ciascuna MU è stata applicata la funzione "`Reinforce PT`", sia in corrispondenza delle porzioni modificate sia, infine, sull'intero segnale. Questo passaggio consente di rigenerare il treno dei *pulses* sulla base dei firing aggiornati, consolidando la nuova sequenza di spari e aggiornando i MUAP. La funzione di reinforcing è essenziale per validare le modifiche apportate ed evitare incongruenze.

### 3.3.2 Estrazione delle metriche per le singole unità motorie

Per ciascun soggetto e ciascuna profondità di presa, è stato creato uno script MATLAB dedicato all'estrazione e al calcolo di una serie di **metriche descrittive delle MU** selezionate. Lo script ha processato solo le MU considerate fisiologicamente plausibili secondo i criteri precedentemente descritti, scartando automaticamente anche tutte le MU relative ai trial effettuati a profondità di presa 15 mm.

Si riportano di seguito le metriche estratte per ciascuna MU, corredate da descrizione, formule e relativa rilevanza per lo studio:

- **Frequenza media di sparo (MFR)**

La **frequenza media di sparo** (Mean Firing Rate - MFR) rappresenta il numero medio di impulsi emessi da una singola MU nell'unità di tempo durante la contrazione. Viene calcolata come:

$$\text{MFR} = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N \frac{1000}{\text{ISI}_i} \quad (\text{pps}) \quad (3.1)$$

dove  $\text{ISI}_i$  è l'intervallo interspike espresso in millisecondi e  $N$  il numero totale di firing rilevati per la MU.

La MFR riflette la strategia di reclutamento adottata dal sistema nervoso centrale per modulare la forza. Valori più elevati possono indicare un contributo maggiore della MU al mantenimento della contrazione. In questo studio, essa consente di confrontare il grado di attivazione neurale tra arrampicatori di livello intermedio e avanzato [15].



- **Coefficiente di Variazione dell'ISI (CoV of ISI)**

Il **coefficiente di variazione dell'inter-spike interval (ISI)** è un indice di regolarità degli spari di una MU. È definito come:

$$\text{CoV} = \left( \frac{\sigma_{\text{ISI}}}{\mu_{\text{ISI}}} \right) \cdot 100 \quad (\%) \quad (3.2)$$

dove  $\sigma_{\text{ISI}}$  e  $\mu_{\text{ISI}}$  sono rispettivamente la deviazione standard e la media della serie degli ISI.

Un basso CoV indica degli spari molto regolari, mentre valori elevati possono suggerire la presenza di meccanismi modulatori a livello del controllo centrale. Confrontando il CoV tra i due gruppi, si possono inferire eventuali differenze nella stabilità del controllo motorio [15].

Per evitare valori estremi non fisiologici, nel calcolo sono stati esclusi gli ISI inferiori a 25 ms (frequenza di sparo  $> 40$  pps) e quelli superiori a 250 ms (frequenza di sparo  $< 4$  pps).

- **Intermittenza**

La **percentuale di intermittenza** misura quanto frequentemente una MU presenta pause significative nella sua attività. È calcolata come la proporzione di ISI superiori a 250 ms rispetto al totale [74]:

$$\text{Intermittency} = \left( \frac{N_{\text{ISI} > 250 \text{ ms}}}{N_{\text{ISI totali}}} \right) \cdot 100 \quad (\%) \quad (3.3)$$

Questa metrica è utile per identificare MU che partecipano in modo intermittente alla contrazione, potenziale indicatore di rotazione tra MU o cicli di reclutamento/dereclutamento della stessa MU. Un comportamento di questo tipo potrebbe rappresentare un meccanismo di compensazione per gestire l'affaticamento, soprattutto negli atleti più esperti.

Sarebbe plausibile e in accordo con le ipotesi iniziali che gli arrampicatori avanzati mostrino percentuali di intermittenza maggiori rispetto agli intermedi, come strategia neurale per mantenere a lungo la presa.

- **Istante di reclutamento**

L'**istante di reclutamento** rappresenta il momento nel quale una determinata MU inizia a generare impulsi durante il trial di contrazione isometrica. In questo studio, tale parametro è stato normalizzato rispetto alla durata complessiva del segnale, così da esprimere il tempo di reclutamento in termini percentuali. Ciò permette di confrontare in maniera coerente le MU appartenenti a contrazioni di durata differente.

La formula utilizzata per il calcolo è la seguente:

$$\text{Recruitment Instant} = \left( \frac{t_{\text{first firing}}}{T_{\text{signal}}} \right) \cdot 100 \quad (\%) \quad (3.4)$$

dove  $t_{\text{first firing}}$  è l'istante in secondi del primo impulso rilevato per la MU, mentre  $T_{\text{signal}}$  è la durata del segnale dopo che è stato troncato in base all'inizio e alla fine del compito.

Descrive l'ordine temporale di attivazione delle MU. Nello specifico, MU con istanti di reclutamento precoci apparirebbero a popolazioni a soglia di reclutamento bassa, mentre MU attivate in fasi più avanzate del trial rifletterebbero un pattern di attivazione più selettivo e adattativo, in risposta alla fatica.

- **RMS delle MU e Centroidi RMS**

Il valore **RMS (Root Mean Square)** delle unità motorie è calcolato utilizzando i template medi ottenuti tramite STA. In particolare, per ciascun canale del segnale EMG viene determinato l'RMS del potenziale d'azione medio dell'unità motoria, successivamente, sono selezionati solo i canali con valori di RMS superiori al 70% del massimo valore rilevato, definiti come canali significativamente attivi.

La posizione spaziale di ogni MU è quindi rappresentata dal centroide calcolato come media pesata delle coordinate spaziali (righe e colonne) dei canali significativamente attivi:

$$\text{Centroid RMS}_{\text{row}} = \frac{\sum(\text{row}_i \cdot \text{RMS}_i)}{\sum \text{RMS}_i}; \quad \text{Centroid RMS}_{\text{col}} = \frac{\sum(\text{col}_i \cdot \text{RMS}_i)}{\sum \text{RMS}_i} \quad (3.5)$$

Questa metrica permette di localizzare spazialmente le MU attive durante la contrazione muscolare. Un posizionamento spaziale differenziato delle MU può riflettere strategie diverse di reclutamento o modulazione della forza, particolarmente rilevanti nello studio per confrontare atleti di livello avanzato e intermedio.

- **Distanza Euclidea Centroidi RMS MU - Centroidi RMS Slope dell'EMG Globale ( $\Delta\text{RMS centroids}$ )**

La **distanza euclidea fra centroidi** misura lo scostamento spaziale tra i centroidi delle singole unità motorie (calcolati sui valori RMS) e i centroidi dell'attività EMG precedentemente calcolati, offrendo un'indicazione della distribuzione spaziale delle MU attive rispetto alla distribuzione media dell'attivazione muscolare globale. Tale distanza è ottenuta normalizzando le coordinate dei centroidi rispetto alle dimensioni antropometriche individuali dell'avambraccio (lunghezza e circonferenza). La normalizzazione tiene conto del fatto che la matrice di elettrodi 2D è posizionata in uno spazio anatomico tridimensionale e che le caratteristiche antropometriche variano tra gli atleti, permettendo così una comparazione coerente e priva di distorsioni dimensionali:

$$\Delta\text{RMS Centroids} = \sqrt{\left(\frac{\text{MU}_x - \text{EMG}_x}{\text{circumference}}\right)^2 + \left(\frac{\text{MU}_y - \text{EMG}_y}{\text{length}}\right)^2} \quad (3.6)$$

- **Pendenza media di RMS**

Nonostante sia intuitivo calcolare le distanze euclidee utilizzando i centroidi ottenuti dai valori di RMS Slope delle MU, si è scelto di utilizzare il valore RMS assoluto (calcolato sui MUAP derivati dallo STA) perché definisce la regione di attività di ciascuna MU. Il valore RMS Slope, invece, indica le regioni dell'avambraccio dove si osservano le maggiori variazioni di RMS nel tempo, dovute principalmente al fenomeno dell'affaticamento muscolare che porta a una modificazione della forma dei MUAP, tipicamente associata a una riduzione della velocità di conduzione lungo le fibre dei muscoli.

La metrica **RMS Slope Mean** è stata utilizzata principalmente come parametro di supporto, utile a verificare se effettivamente per elevati valori assoluti della metrica MDF Slope Mean, si osservassero anche grandi valori di RMS Slope Mean, e quindi in modo da avere una garanzia di coerenza nelle MU identificate dall'algoritmo. Entrambe queste metriche sono state normalizzate rispetto ai valori ottenuti nei primi spari per ciascuna MU, analogamente al procedimento seguito nello studio precedente per l'EMG globale [1], dove si era normalizzato rispetto alla prima epoca (1 s) di segnale EMG.

$$\text{RMS Slope Mean} = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N \text{slope}(\text{RMS}_i[j]), \quad \text{con } j = 1, \dots, M \quad (3.7)$$

$\text{RMS}_i[j]$  = serie di RMS calcolati su tutti gli spari del canale i-esimo;  
 $N$  = numero di canali segmentati;  
 $M$  = numero di spari della MU.

Ogni sparo delle MU in analisi è stato utilizzato per centrare una finestra temporale di 40 ms, all'interno della quale è stato calcolato il valore RMS del MUAP. In questo modo, per ciascun canale si ottiene una sequenza di valori RMS, uno per ciascun firing. Su questa sequenza è stata eseguita una regressione lineare, e il coefficiente angolare risultante (*slope*) rappresenta la variazione del valore RMS nel tempo per quel canale.

Ripetendo questo processo su tutti i 64 canali, è stato possibile ottenere una pendenza per ciascun canale.

La media delle pendenze provenienti dai soli canali segmentati è stata infine considerata come il valore complessivo di **RMS Slope Mean** della MU.

- **Pendenza media di MDF**

La metrica **MDF Slope Mean** misura la variazione media della frequenza mediana (MDF) durante la contrazione, per ciascuna MU, ottenuta tramite regressione lineare dei valori MDF calcolati per ciascun firing in ogni canale. Questa metrica risulta essere più robusta e affidabile rispetto a RMS Slope Mean per valutare il reale affaticamento delle MU, essendo meno sensibile a interferenze da rumore.

Analogamente alla metrica RMS Slope Mean, anche MDF Slope Mean è stata normalizzata rispetto ai valori MDF ottenuti durante i primi firings, consentendo una comparazione più accurata tra MU e tra soggetti diversi. La metrica MDF Slope Mean è stata quindi utilizzata nei risultati per valutare la relazione tra affaticamento muscolare e il tempo di reclutamento delle MU (Recruitment Instant), nonché la durata massima del task fino all'esaurimento (Failure Time).

Anche in questo caso, il valore **Mean** indica il risultato medio calcolato sui canali segmentati per ciascuna MU.

$$\text{MDF Slope Mean} = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N \text{slope}(\text{MDF}_i[j]), \quad \text{con } j = 1, \dots, M \quad (3.8)$$

$\text{MDF}_i$  = serie di MDF calcolati su tutti gli spari del canale i-esimo;  
 $N$  = numero di canali segmentati;  
 $M$  = numero di spari della MU.

Il procedimento di calcolo è analogo a quello per l'RMS Slope Mean, con la differenza che l'MDF decresce nel tempo in presenza di affaticamento, mentre l'RMS cresce. Pertanto, le pendenze ottenute per quest'ultima metrica sono risultate essere correttamente negative.

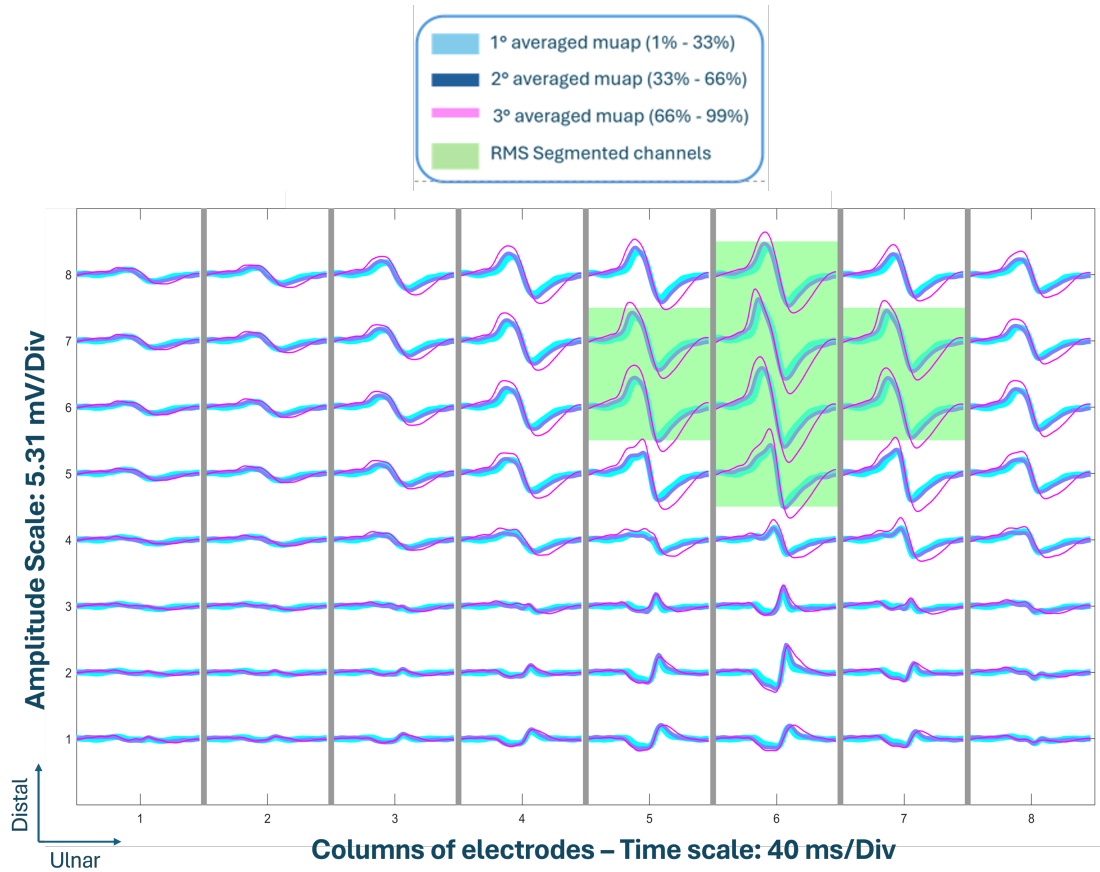
### 3.3.3 Visualizzazione della variazione temporale dei MUAP

Al fine di esplorare visivamente l'evoluzione della forma dei MUAP nel tempo, è stata esplorata un'ulteriore analisi sui segnali decomposti di ciascuna unità motoria.

Per ogni MU, l'intervallo temporale compreso tra il primo e l'ultimo firing è stato suddiviso in tre segmenti temporali di uguale durata. All'interno di ciascun segmento, sono stati selezionati i firing occorsi in tale periodo e, per ognuno dei 64 canali della griglia HD-sEMG, è stata calcolata la forma d'onda media dei MUAP (Spike-Triggered Averaging).

Le tre forme medie risultanti, rappresentative della fase iniziale, intermedia e finale dell'attività della MU, sono state poi sovrapposte in un'unica figura, conservando la disposizione spaziale 8x8 dei canali. Questo approccio ha permesso di visualizzare in modo intuitivo e immediato le modifiche morfologiche dei MUAP nel corso del tempo, attribuibili ai fenomeni di affaticamento.

Come illustrato nell'esempio in figura 3.12, le forme d'onda medie tendono a "spanciarsi" progressivamente, ovvero ad aumentare la loro durata temporale, nei canali (evidenziati in verde) in cui la MU è attiva. Questo allargamento è compatibile con la naturale riduzione della velocità di conduzione delle fibre muscolari durante la fatica, che porta a una dilatazione temporale dei potenziali d'azione rilevati in superficie.



**Figura 3.12:** Evoluzione temporale della forma d'onda MUAP per una singola unità motoria, visualizzata in configurazione monopolare (Soggetto 14 – presa 30 mm - MU #4 (Istante di Reclutamento: 0.5%). Le tre forme mediate (ciano: *fase iniziale*, blu: *fase intermedia*, magenta: *fase finale*) sono sovrapposte per visualizzare la progressiva variazione dovuta all'affaticamento. Le percentuali in legenda indicano le estremità temporali dei 3 segmenti rispetto alla durata della contrazione. Le regioni evidenziate in verde rappresentano i *canali segmentati* in base ai valori RMS del MUAP complessivo, ovvero i canali più attivi.

### 3.3.4 MU Modes

Messa da parte la prima analisi globale sulle singole MU, si è passati ad una seconda analisi incentrata sulla ricerca dei "modi delle unità motorie".

L'analisi dei **MU Modes** si basa sull'ipotesi che, anche all'interno dei muscoli dell'avambraccio in esame, le unità motorie non agiscano in maniera indipendente, ma possano organizzarsi in *gruppi funzionali coordinati* che condividono comandi neurali comuni [22, 63, 65].

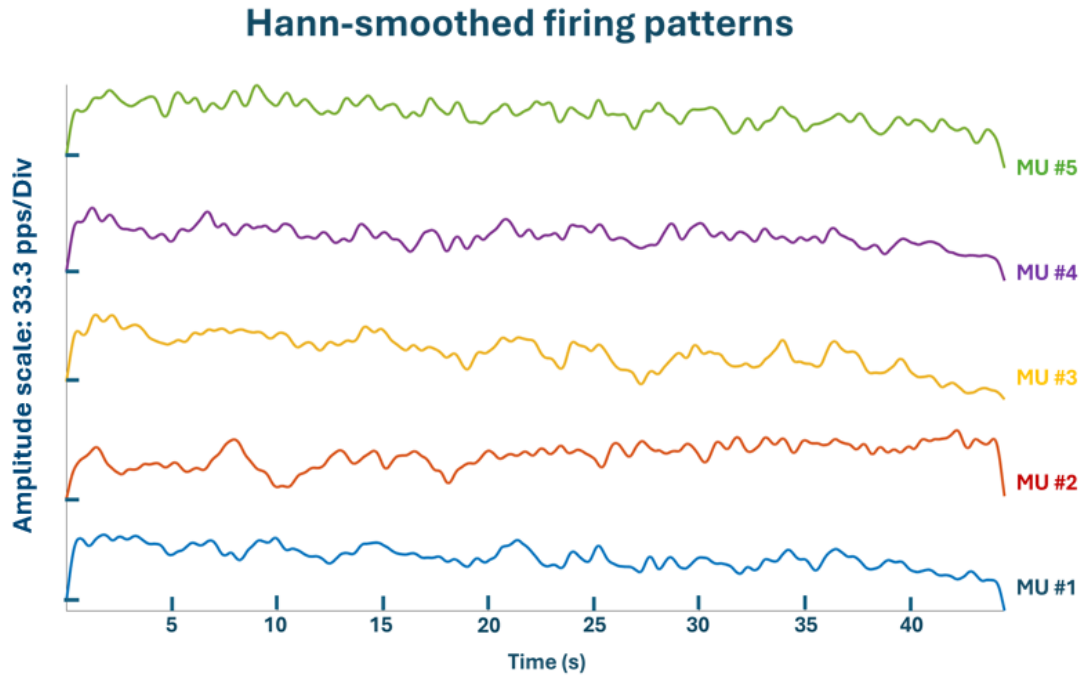
A differenza dell'analisi condotta sulle singole unità motorie, questa parte dello studio si concentra quindi sul comportamento collettivo dei *gruppi di MU*, con l'obiettivo di rivelare possibili strategie di coordinazione e compensazione durante la contrazione isometrica fino a fatica. Ciò consentirebbe una visione d'insieme più sintetica e funzionale del controllo motorio, permettendo anche di valutare in che misura le configurazioni sinergiche variano in funzione del livello di esperienza degli arrampicatori.

L'identificazione dei **MU Modes** è stata realizzata seguendo il flusso analitico proposto in diversi studi di *Madarshahian et al.* [22, 66, 67, 75], con alcuni adattamenti al contesto del presente studio. In particolare, a differenza dei lavori originali che prevedevano l'uso simultaneo dei segnali di forza, nel nostro caso, non avendo impiegato un dinamometro durante le acquisizioni, l'analisi è stata condotta esclusivamente sulla base dei pattern di sparo delle MU. Il processo si è articolato nei seguenti passaggi principali:

#### 1. Conversione dei pattern di sparo discreti delle MU in segnali smussati

Per ciascuna MU selezionata, è stato costruito un treno di impulsi discreto (con valore 1 in corrispondenza degli istanti di sparo e valore 0 altrove) che è stato successivamente smussato mediante convoluzione con una finestra di Hann di 1 secondo. Questo ha permesso di ottenere un segnale, espresso in pps, addolcito nel tempo discreto, che descrive la dinamica temporale dell'attivazione della MU durante il compito di sospensione (figura 3.13).





**Figura 3.13:** Esempio di segnali di attivazione continua ottenuti mediante smussamento dei pattern di sparo di cinque MU con una finestra di Hann (1 s). I treni di spike discreti sono stati convertiti in segnali continui espressi in pulse per second (pps), per descrivere l'andamento temporale dell'attività delle MU lungo il task isometrico. (Soggetto #02 - presa 30 mm).

## 2. Costruzione della matrice di attivazione mediata

Per ciascuna MU, il segnale smussato è stato suddiviso in 100 intervalli temporali equidistanti e, all'interno di ciascun intervallo, è stato calcolato il valore medio. Questo ha permesso di rappresentare ogni MU tramite un vettore di 100 valori, che ne descrivono l'andamento dell'attivazione nel tempo. I vettori così ottenuti sono stati poi concatenati in una matrice, in cui ogni colonna corrisponde a una MU e ogni riga rappresenta un intervallo temporale lungo la durata del compito.

### 3. Analisi delle Componenti Principali (PCA)

Le matrici di attivazione così ottenute sono state aggregate per categoria di arrampicatori (intermedi vs avanzati) e per ciascuna profondità di presa (20 mm e 30 mm). Su ciascun gruppo è stata applicata una PCA per identificare le principali direzioni di variabilità condivisa nei firing patterns, interpretabili come **MU Modes**.

L'analisi delle Componenti Principali è stata adottata con l'obiettivo di identificare direzioni principali di covariazione nei pattern di attivazione delle MU [22, 67]. La PCA permette di proiettare i dati originari (matrici di firing mediati) in uno spazio in cui le cui componenti principali (i Modes) sono ordinate per varianza spiegata. Ogni MU Mode è un asse ortogonale che rappresenta una combinazione lineare delle MU, ed è definita da un insieme di coefficienti, detti *loading*, che quantificano il contributo di ciascuna MU a quella componente. In altre parole, i *loading* indicano in che misura una specifica MU partecipa a un dato MU Mode, sia in termini di intensità che di direzione (positiva o negativa). Questo approccio permette di identificare gruppi di MU che mostrano variazioni coerenti (positive o opposte) nel tempo, rivelando strategie di coordinazione funzionale all'interno dei muscoli.

Nel nostro caso, la PCA è stata utilizzata per due motivi fondamentali:

1. la natura *bidirezionale* della variazione nei pattern di firing (i *loading* possono essere positivi o negativi);
2. la possibilità di ordinare i Modes secondo la varianza spiegata, facilitando l'interpretazione gerarchica delle sinergie.

Un'alternativa largamente utilizzata nello studio delle sinergie muscolari, in particolare nell'analisi del cammino, è la **Non-negative Matrix Factorization (NNMF)**, che impone vincoli di non negatività sia sui pesi che sui profili temporali.

L'uso della PCA in questo studio è giustificato dal fatto che la direzione e il segno dei *loading* possono riflettere fenomeni fisiologici rilevanti, come la presenza di comandi neurali opposti (es. co-attivazione vs inibizione reciproca)[22, 75].

La PCA, quindi, permette non solo di sintetizzare l'organizzazione collettiva delle MU, ma anche di interpretare le configurazioni sinergiche in termini di controllo motorio potenzialmente antagonista o cooperativo.

Per questi motivi, coerentemente con la letteratura esistente e con la struttura dei nostri dati, la PCA è stata preferita alla NNMF per l'identificazione dei MU Modes.

L'analisi PCA ha restituito, per ciascuna delle quattro condizioni sperimentali (20 mm e 30 mm, arrampicatori intermedi e avanzati), tre componenti principali. In particolare, nei quattro casi considerati, le prime due componenti, ovvero i primi due MU Modes, spiegano complessivamente oltre il 75% della varianza totale. Questo dato suggerisce che la maggior parte della variabilità condivisa tra le MU può essere efficacemente rappresentata da due modalità principali di attivazione sinergica, rendendole le componenti di maggior interesse per l'interpretazione funzionale del controllo motorio durante il compito di sospensione isometrica alla parete d'arrampicata.

I risultati di questa analisi, così come quelli relativi alla prima riguardante le caratteristiche delle singole MU, verranno approfonditi nei capitoli *Risultati* e *Discussione*.

### 3.4 Analisi statistica

L'analisi statistica è stata effettuata utilizzando il software SPSS (IBM, Armonk, NY) per quanto riguarda i dati provenienti dalla prima analisi relativa alle singole MU, mentre, per quanto riguarda le MU Modes, esse sono state confrontate mediante correlazione di Pearson su MATLAB, sia tra gruppi (inter-gruppo) che all'interno dello stesso gruppo (intra-gruppo), considerando i primi due componenti principali.

1. Riguardo **MFR, CoV, Intermittency**: prima di scegliere il tipo di test da applicare, è stata verificata la normalità della distribuzione dei dati mediante il test di Shapiro–Wilk e l'omogeneità delle varianze attraverso il test di Levene, con un livello di significatività prefissato pari a  $\alpha = 0,05$  e un intervallo di confidenza del 95%.

Il test di Shapiro–Wilk ha indicato una distribuzione normale per tutte e 3 le variabili. Parallelamente, il test di Levene ha confermato l'omogeneità delle varianze.

Sulla base di questi risultati, è stata applicata un'analisi parametrica (Two-Way ANOVA), considerando come fattori il livello di esperienza (Intermedio, Avanzato) e la tipologia di presa (20 mm, 30 mm), al fine di valutare l'effetto principale di ciascun fattore e la loro possibile interazione (esperienza  $\times$  presa) sulle variabili MFR, CoV e Intermittency.

2. Sono state poi condotte **analisi di regressione** al fine di esplorare le relazioni tra alcune variabili fisiologiche. In particolare, per le relazioni tra *MDF Slope Mean* e *Recruitment Instant*, e tra  *$\Delta RMS$  Centroids* e *Recruitment Instant*, è stata applicata una regressione logaritmica separatamente per ciascuna presa (20 mm e 30 mm) e per ciascun gruppo di soggetti (Intermediate e Advanced). Questa scelta è motivata da una distribuzione sbilanciata delle unità motorie decomposte dall'algoritmo, concentrate prevalentemente nei primi istanti della contrazione (reclutamento avvenuto sotto al 5% della durata totale della sospensione). La regressione logaritmica consente di evidenziare in modo più chiaro, anche graficamente, le tendenze iniziali rispetto a quelle finali.

Per le relazioni tra *MDF Slope Mean* e *RMS Slope Mean*, e tra *Failure Time* e *MDF Slope Mean*, è stata invece utilizzata una regressione lineare. Anche in questo caso, le analisi sono state condotte distintamente per ciascun gruppo e presa.

In entrambe le tipologie di regressione (lineare e logaritmica) è stata valutata la significatività statistica del modello attraverso il *p-value* ed è stato calcolato il coefficiente di correlazione di Pearson (R), per quantificare l'associazione tra le variabili.

3. L'ultima parte dell'analisi statistica ha riguardato la caratterizzazione delle modalità di attivazione sinergica delle MU, attraverso l'analisi dei **MU Modes** estratti tramite PCA dai segnali di attivazione smussati.

L'analisi si è focalizzata sui primi due componenti principali (Modes 1 e 2). Per ciascun gruppo (Intermediate, Advanced) e per ciascuna presa (20 mm, 30 mm), è stato calcolato il coefficiente di correlazione di Pearson tra Mode 1 e Mode 2, dopo l'applicazione del *detrending* ai segnali. Quest'ultimo passaggio è stato introdotto per cercare di evidenziare eventuali fluttuazioni locali, rimuovendo l'andamento lineare globale e mettendo in risalto pattern di attivazione di tipo opposto tra i due modes.

Successivamente, sono state effettuate correlazioni inter-gruppo (es. Intermediate vs Advanced) e intra-gruppo (es. Advanced 20 mm vs Advanced 30 mm), confrontando tra loro i Mode 1 e i Mode 2 delle relative condizioni. Anche in questo caso, è stato utilizzato il coefficiente di Pearson per stimare il grado di somiglianza tra le modalità di attivazione nei diversi gruppi. Tutte queste operazioni sono state implementate in ambiente MATLAB.

## Capitolo 4

# Risultati

Dopo aver processato i dati, al termine della decomposizione, è stato necessario scartare per le analisi successive alcuni soggetti, i cui segnali erano di scarsa qualità e la cui decomposizione non ha portato a individuare MU fisiologicamente valide. Più precisamente, per l'analisi globale sulle singole MU sono stati scartati 3 soggetti (#28, #38, #42), mentre per l'analisi relativa ai MU Modes ne sono stati scartati 4 (#28, #36, #38, #42). Questa differenza è dovuta al fatto che si è scelto di effettuare la PCA per l'analisi delle MU Modes solamente con le MU provenienti dai soggetti in cui ne erano state decomposte correttamente almeno 3. Tale criterio è stato adottato per garantire, all'interno di ciascun soggetto, una sufficiente varietà nei pattern di attivazione delle unità motorie, necessaria per consentire di rilevare i Modes in modo affidabile. In assenza di tale diversità, infatti, risulterebbe difficile evidenziare possibili meccanismi sinergici tra le MU.

Di conseguenza, il numero di soggetti effettivamente considerati è stato:

$$n_{\text{int}} = 20^1, n_{\text{adv}} = 20, n'_{\text{adv}} = 19^2.$$

---

<sup>1</sup> $n_{\text{int}}$  = numero di soggetti intermedi post-decomposizione.

<sup>2</sup> $n_{\text{adv}}$  = numero di soggetti avanzati post-decomposizione;  $n'_{\text{adv}}$  = numero di soggetti avanzati considerati per le MU Modes.

I risultati presentati in questo capitolo sono distribuiti in base alla profondità della presa utilizzata durante la sospensione isometrica (20 mm e 30 mm) e, all'interno di ciascuna presa, in funzione del livello di esperienza dei partecipanti, distinguendo tra soggetti di livello *Intermediate* e *Advanced*.

Per quanto riguarda l'analisi sulle **caratteristiche delle singole MU**, sono state incluse nel totale:

- 65 MU per presa da 20 mm - soggetti Intermedi;
- 73 MU per presa da 20 mm - soggetti Avanzati;
- 76 MU per presa da 30 mm - soggetti Intermedi;
- 88 MU per presa da 30 mm - soggetti Avanzati.

Per l'analisi dei **MU Modes**, sono state considerate:

- 63 MU per presa da 20 mm – soggetti Intermedi;
- 67 MU per presa da 20 mm – soggetti Avanzati;
- 72 MU per presa da 30 mm – soggetti Intermedi;
- 88 MU per presa da 30 mm – soggetti Avanzati.

## 4.1 Caratteristiche delle singole MU

Di seguito sono presentati i risultati relativi alle principali caratteristiche temporali delle MU, analizzate in funzione della profondità della presa (20 mm e 30 mm) e del livello di esperienza dei soggetti (*Intermedi* vs *Avanzati*). Le differenze tra i gruppi sono state valutate statisticamente mediante **Two-Way ANOVA**, considerando anche l'interazione tra i due fattori (presa  $\times$  esperienza). In presenza di effetti significativi, sono stati eseguiti confronti post-hoc corretti mediante il metodo di Bonferroni, per controllare il rischio di errore di tipo I.

I dati sono rappresentati graficamente tramite **grafici a violino**, che riportano la distribuzione e la densità dei valori, insieme ai valori di media (linea nera) e mediana (linea rossa) per ciascun gruppo.

### 4.1.1 Frequenza media di sparo

La **frequenza media di sparo** (MFR) delle MU, espressa in *pulse per second* (pps), è stata analizzata con i fattori *esperienza* (Intermedi vs Avanzati) e *presa* (20 mm vs 30 mm).

L'analisi ha evidenziato:

- un **effetto principale** del livello di esperienza ( $p < 0,001$ ), con gli arrampicatori *Intermedi* che presentano valori di MFR significativamente più alti rispetto agli *Avanzati*;
- un **effetto principale** della profondità di presa ( $p = 0,002$ ), con la presa da 20 mm associata a MFR mediamente più elevata rispetto alla presa da 30 mm;
- nessuna interazione significativa *esperienza  $\times$  presa* ( $p = 0,555$ ).

I confronti **post-hoc** corretti secondo Bonferroni hanno confermato che le differenze riscontrate derivano esclusivamente dagli effetti principali.



Di seguito sono riportati media e mediana di MFR (pps):

- Presa da 20 mm:

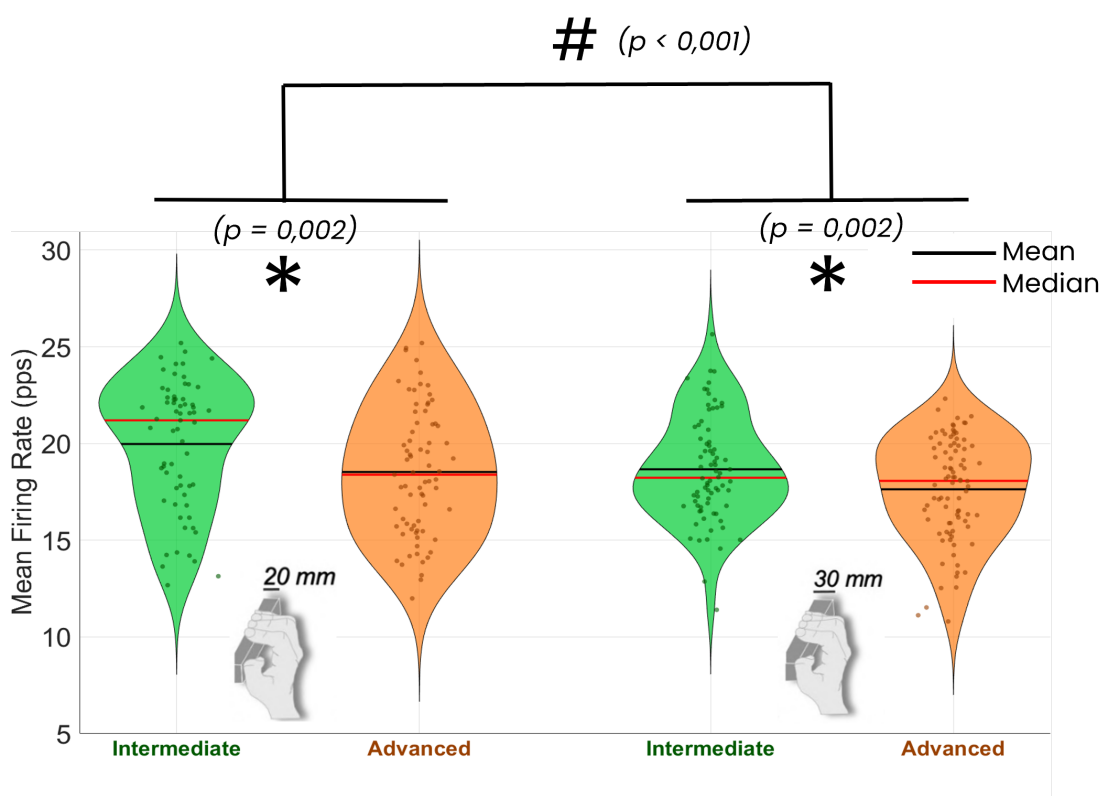
- Intermedi: media = **19,97**, mediana = **21,2**

- Avanzati: media = **18,53**, mediana = **18,39**

- Presa da 30 mm:

- Intermedi: media = **18,66**, mediana = **18,23**

- Avanzati: media = **17,63**, mediana = **19,07**



**Figura 4.1:** Frequenza media di sparo (MFR) per entrambe le prese e in ogni gruppo.

#### 4.1.2 Coefficiente di variazione degli intervalli inter-spike

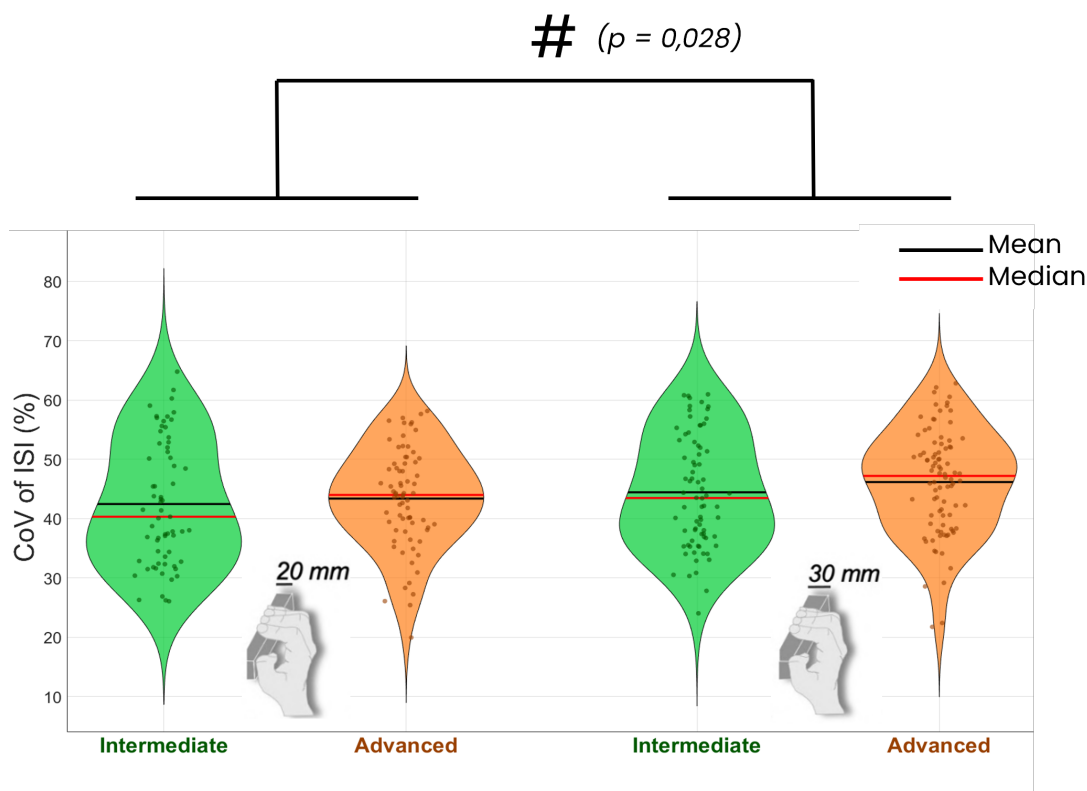
Il **CoV of ISI**, indicatore della variabilità degli spari espresso in percentuale, è stato analizzato attraverso i fattori *esperienza* (Intermedi vs Avanzati) e *presa* (20 mm vs 30 mm). L'analisi ha evidenziato:

- nessun effetto significativo del livello di esperienza ( $p = 0,220$ );
- un **effetto principale** della profondità di presa ( $p = 0,028$ ), con valori di CoV mediamente più elevati nella presa da 30 mm rispetto alla presa da 20 mm;
- nessuna interazione significativa  $\text{esperienza} \times \text{presa}$  ( $p = 0,708$ ).

I confronti **post-hoc**, corretti secondo Bonferroni, hanno confermato che le differenze osservate dipendono esclusivamente dall'effetto principale della presa.

Le tabelle seguenti riportano media e mediana del CoV per ciascuna combinazione di gruppo e presa:

- **Presa da 20 mm:**
  - Intermedi: media = **42,48%**, mediana = **40,34%**
  - Avanzati: media = **43,4%**, mediana = **44,01%**
- **Presa da 30 mm:**
  - Intermedi: media = **44,46%**, mediana = **43,49%**
  - Avanzati: media = **46,18%**, mediana = **47,22%**



**Figura 4.2:** Coefficiente di Variazione degli intervalli inter-spike (CoV of ISI) per entrambe le prese e in ogni gruppo.

#### 4.1.3 Intermittenza

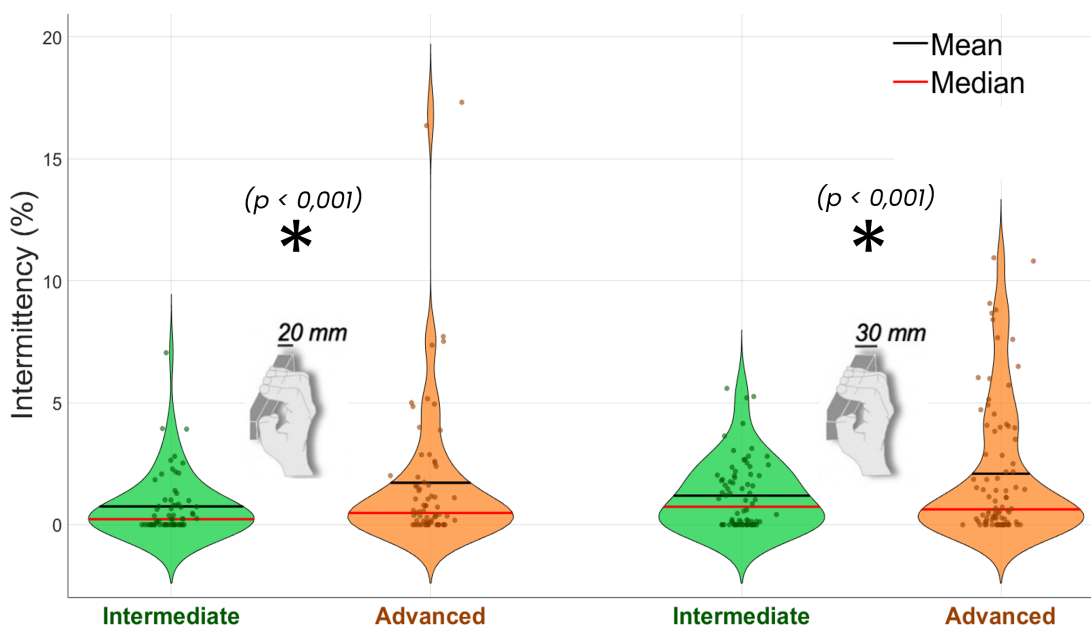
La **percentuale di spari intermittenti** (definiti come intervalli inter-spike superiori a 250 ms) rispetto al totale degli spari è stata analizzata infine sempre considerando i fattori *esperienza* (Intermedi vs Avanzati) e *presa* (20 mm vs 30 mm). L'analisi ha mostrato:

- un **effetto principale significativo** del livello di esperienza ( $p < 0,001$ ), con valori di intermittenza mediamente più elevati nei soggetti *Avanzati* rispetto agli *Intermedi*;
- nessun effetto significativo della profondità di presa ( $p = 0,136$ );
- nessuna interazione significativa  $\text{esperienza} \times \text{presa}$  ( $p = 0,897$ ).

I confronti **post-hoc**, corretti secondo Bonferroni, hanno confermato che le differenze osservate dipendono esclusivamente dall'effetto principale del livello di esperienza.

Segue il riepilogo dei valori di intermittenza (media e mediana) per ciascuna combinazione gruppo-presi:

- **Presi da 20 mm:**
  - Intermedi: media = **0,75%**, mediana = **0,22%**
  - Avanzati: media = **1,71%**, mediana = **0,48%**
- **Presi da 30 mm:**
  - Intermedi: media = **1,19%**, mediana = **0,73%**
  - Avanzati: media = **2,09%**, mediana = **0,63%**



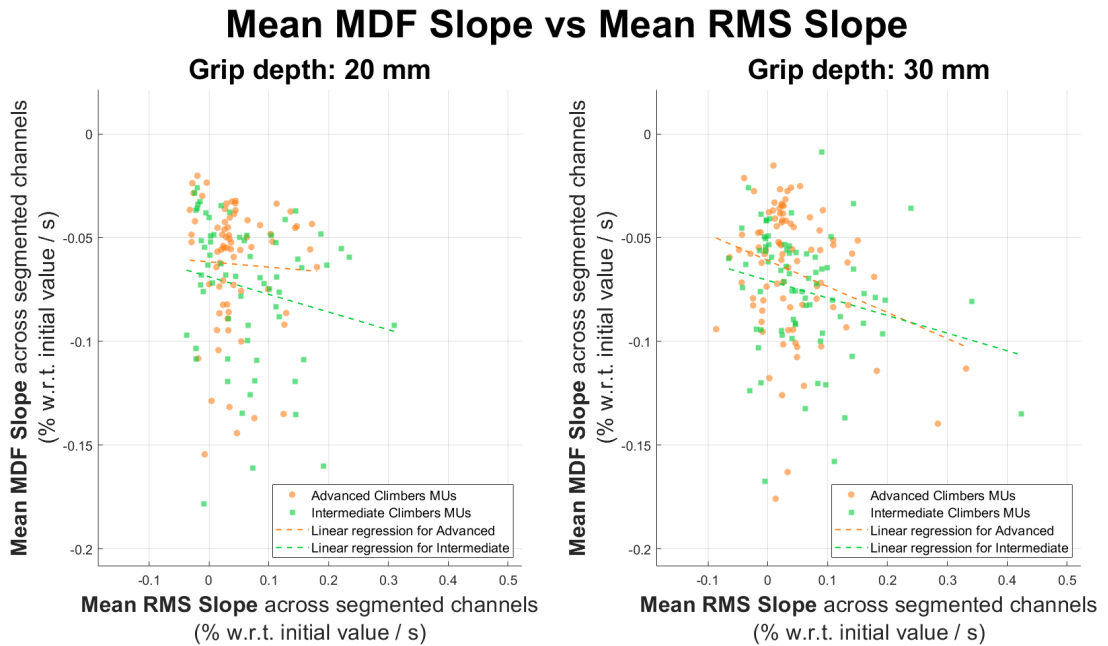
**Figura 4.3:** Intermittenza (%) per entrambe le presi e in ogni gruppo.

## 4.2 Relazioni tra le variabili fisiologiche delle singole MU

L'analisi delle singole MU non si limita all'osservazione isolata delle loro metriche fisiologiche, ma può essere arricchita dalla valutazione delle relazioni tra esse. Individuare pattern coerenti tra parametri come la frequenza mediana e il valore efficace del segnale, l'istante di reclutamento o la durata dell'esercizio fino al cedimento, può offrire indizi sulle strategie neuromuscolari sottostanti, nonché sulle eventuali differenze tra gruppi di arrampicatori.

### Mean MDF slope vs Mean RMS slope

Il primo grafico (figura 4.4) mostra la relazione tra la media delle pendenze delle frequenze mediane dei canali segmentati (**Mean MDF Slope**) e la media delle pendenze dei valori RMS dei canali segmentati (**Mean RMS Slope**), per ciascuna MU, separatamente per livello di abilità e profondità di presa.



**Figura 4.4:** Scatter plot degli MDF Slope e RMS slope medi delle MU di ogni gruppo per entrambe le prese.

Questo confronto serve principalmente come controllo interno per verificare la coerenza e l'affidabilità di entrambe le metriche. Infatti, ci si aspetta che le due pendenze siano correlate negativamente: all'aumentare della pendenza positiva dell'RMS, dovrebbe corrispondere una pendenza più negativa dell'MDF.

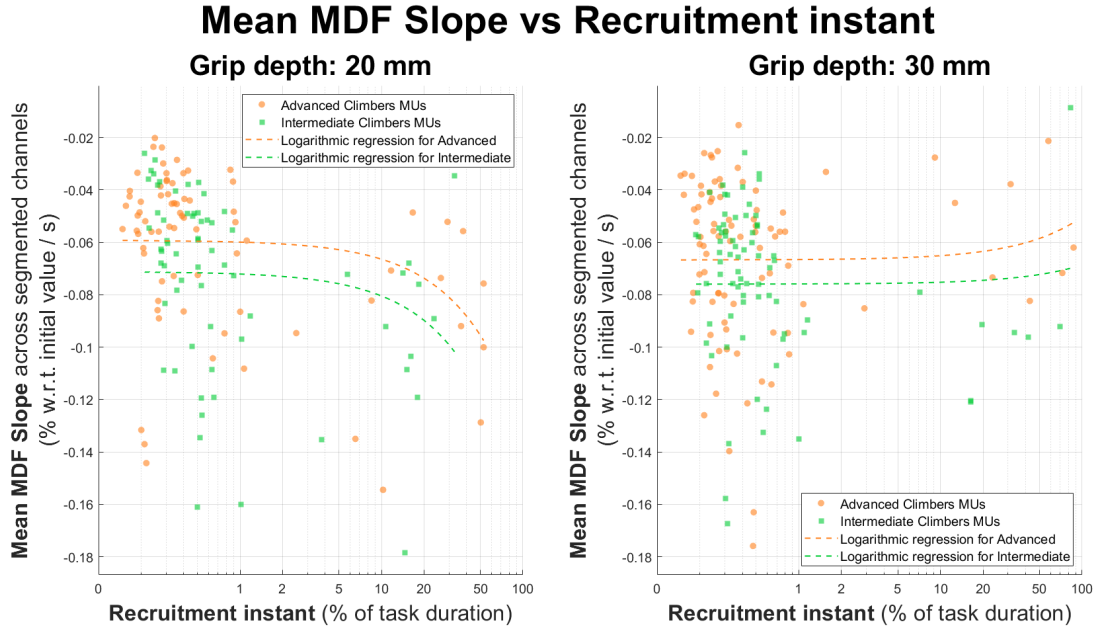
Per la presa da 20 mm gli arrampicatori *Intermedi* e *Avanzati* mostrano delle correlazioni negative deboli e non significative ( $R = -0,187$ ;  $p = 0,136$ ), ( $R = -0,041$ ;  $p = 0,729$ ). Con la presa da 30 mm la correlazione diventa moderata e statisticamente significativa sia per gli *Intermedi* ( $R = -0,236$ ;  $p = 0,040^*$ ) sia per gli *Avanzati* ( $R = -0,264$ ;  $p = 0,013^*$ ).

### Mean MDF slope vs Recruitment instant

Il secondo grafico (figura 4.5) analizza la relazione tra l'istante di reclutamento delle MU (**Recruitment instant**) e la media delle pendenze delle frequenze mediane dei canali segmentati per ognuna di esse (**Mean MDF Slope**). L'obiettivo è verificare se le MU reclutate tardivamente durante la contrazione, e che hanno quindi un istante di reclutamento elevato, mostrino effettivamente valori di MDF Slope medio più prossimi allo zero, segnale di un minor affaticamento. Al contrario, ci si aspetta che le MU attivate precocemente risultino più affaticate e presentino quindi valori di MDF Slope più negativi.

Per evidenziare l'andamento complessivo, è stata utilizzata una regressione logaritmica, scelta utile per compensare l'evidente sbilanciamento tra l'elevato numero di MU reclutate all'inizio del task rispetto a quelle attivate in fasi avanzate.

Con la presa da 20 mm si osserva una correlazione negativa e altamente significativa sia negli *Intermedi* ( $R = -0,357$ ;  $p = 0,004^*$ ) sia negli *Avanzati* ( $R = -0,373$ ;  $p = 0,001^*$ ). Nel caso della presa da 30 mm, l'associazione non risulta significativa né per gli *Intermedi* ( $R = -0,151$ ;  $p = 0,194$ ) né per gli *Avanzati* ( $R = 0,042$ ;  $p = 0,700$ ).

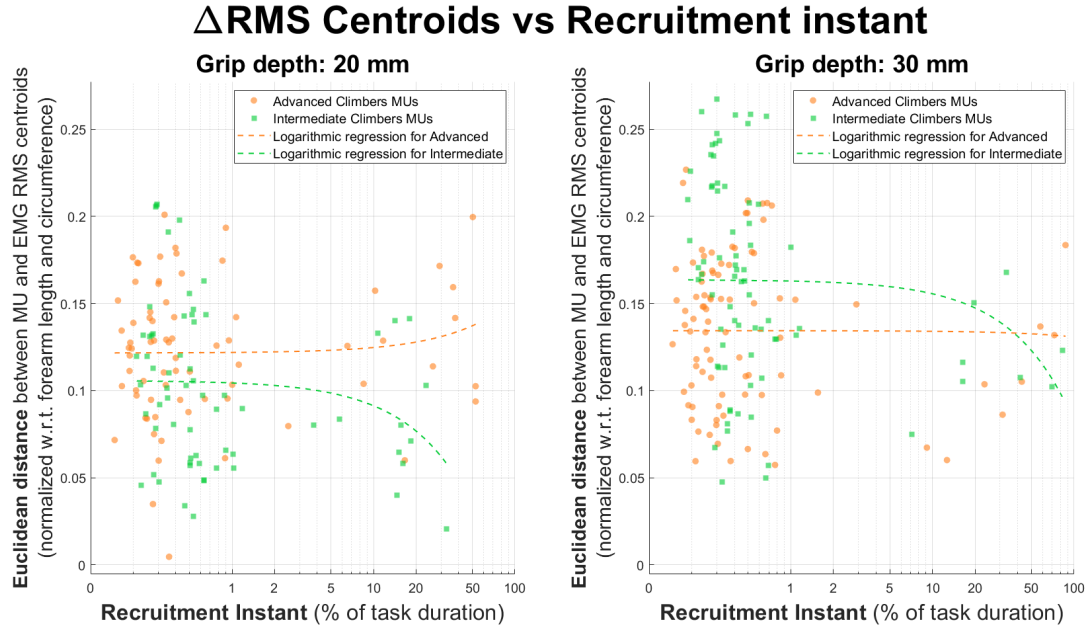


**Figura 4.5:** Scatter plot degli MDF Slope medi e degli istanti di reclutamento delle MU di ogni gruppo per entrambe le prese.

### $\Delta$ RMS Centroids vs Recruitment instant

Il terzo grafico (figura 4.6) esplora la dimensione spaziale del fenomeno di affaticamento analizzato in precedenza sul piano temporale. L'interesse nasce dall'osservazione emersa nello studio di *Vieira et al.* [1] relativa a un disallineamento tra i centroidi dell'RMS Slope e dell'MDF Slope calcolati sull'EMG globale. L'ipotesi posta in questo lavoro è che tale discrepanza dipenda da un reclutamento tardivo di MU localizzate in regioni diverse da quelle più affaticate dell'avambraccio; in queste regioni, le variazioni di ampiezza RMS farebbero allontanare il centroide dell'RMS Slope da quello dell'MDF Slope, più stabile nel tempo.

Per poter studiare la possibile esistenza di questo fenomeno si è deciso di porre in relazione la **distanza euclidea calcolata fra il centroide RMS Slope dell'EMG Globale e il centroide RMS di ogni MU** con i rispettivi **istanti di reclutamento** di ciascuna MU.



**Figura 4.6:** Scatter plot delle distanze euclidee dei centroidi RMS e degli istanti di reclutamento delle MU di ogni gruppo per entrambe le prese.

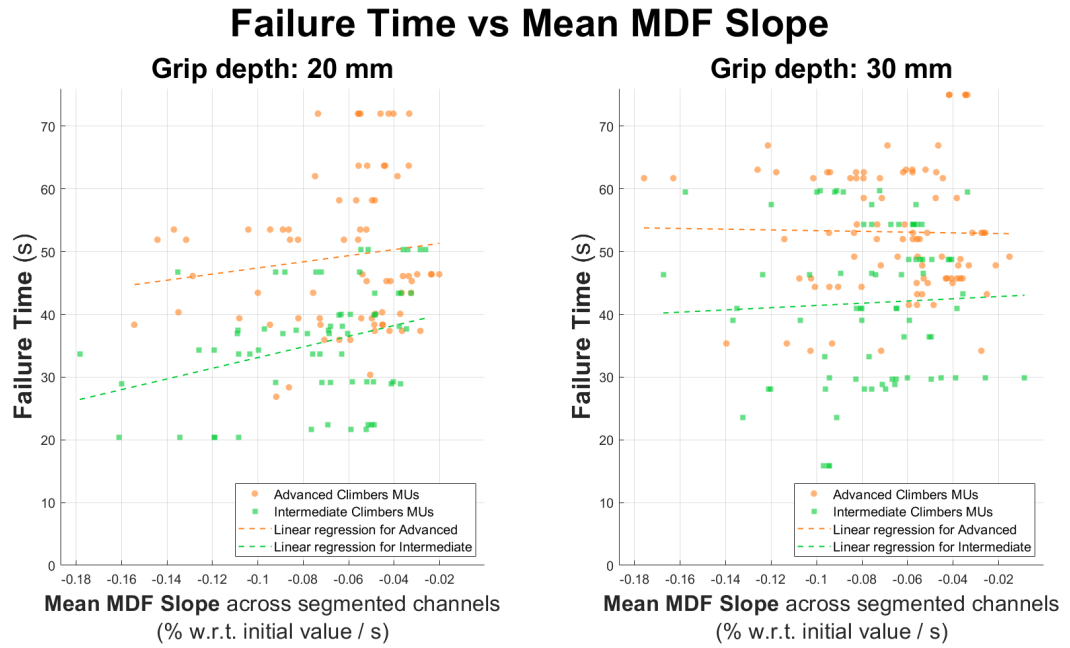
Se l'ipotesi descritta precedentemente fosse corretta, ci si aspetterebbe che le MU reclutate in fasi avanzate della contrazione mostrino distanze ridotte fra il loro centroide RMS (espressione dell'attività dell'unità motoria) e il centroide globale dell'RMS Slope, poiché maggiormente la posizione finale di quest'ultimo. Al contrario, le MU attivate precocemente dovrebbero mostrare distanze euclidee maggiori. Per cercare di evidenziare al meglio questa tendenza in presenza di una distribuzione fortemente sbilanciata dei dati (con numerose MU reclutate nelle prime fasi del task e poche in quelle finali), è stata adottata anche in questo caso una regressione logaritmica.

Per la presa da 20 mm non emergono correlazioni significative (*Intermedi*:  $R = -0,089$ ;  $p = 0,478$ ; *Avanzati*:  $R = 0,071$ ;  $p = 0,533$ ). Con la presa da 30 mm la correlazione diventa moderata e significativa negli *Intermedi* ( $R = -0,303$ ;  $p = 0,007^*$ ), mentre rimane non significativa negli *Avanzati* ( $R = -0,114$ ;  $p = 0,282$ ).



### Failure time vs Mean MDF slope

L'ultimo grafico (figura 4.7) mette in relazione il **Failure Time (FT)** di ciascun soggetto con il **Mean MDF Slope** delle unità motorie da lui reclutate. Il Failure Time è una metrica già definita nello studio precedente [1] e rappresenta l'intervallo temporale tra l'inizio del compito isometrico in sospensione di mantenimento della presa e il raggiungimento del punto di cedimento meccanico, ovvero l'incapacità di mantenere la presa.



**Figura 4.7:** Scatter plot dei tempi di cedimento (Failure time) e degli MDF slope medi delle MU di ogni gruppo per entrambe le prese.

Poiché il FT è una misura calcolata a livello del soggetto, tutte le MU associate a un medesimo individuo condividono lo stesso valore sull'asse delle ordinate. Il grafico mostra quindi insiemi di MU distribuiti orizzontalmente in corrispondenza di ciascun FT, permettendo di osservare la variabilità dei valori di MDF Slope medio all'interno dello stesso soggetto.

L'obiettivo principale delle regressioni lineari riportate nei grafici è indagare circa il potenziale legame tra la resistenza muscolare complessiva (espressa dalla durata del compito) e l'affaticamento delle MU (riflesso dalla pendenza negativa della frequenza mediana).

Oltre a questo, i due grafici consentono di visualizzare il grado di dispersione interindividuale del comportamento delle MU, a seconda di quanto siano disperse le MU appartenenti allo stesso soggetto in termini di MDF slope.

Per la presa da 20 mm si evidenzia una correlazione positiva moderata negli *Intermedi* ( $R = 0,323$ ;  $p = 0,009^*$ ), mentre negli *Avanzati* l'associazione non raggiunge la significatività ( $R = 0,126$ ;  $p = 0,288$ ). Con la presa da 30 mm non si osservano relazioni significative in nessuno dei due gruppi (*Intermedi*:  $R = 0,044$ ;  $p = 0,708$ ; *Avanzati*:  $R = -0,018$ ;  $p = 0,866$ ).

| Condizione                                    | R                         | p |
|-----------------------------------------------|---------------------------|---|
| <b>20 mm – Intermedi</b>                      |                           |   |
| Mean MDF Slope vs Mean RMS Slope              | $R = -0,187, p = 0,136$   |   |
| Mean MDF Slope vs Recruitment Instant         | $R = -0,357, p = 0,004^*$ |   |
| $\Delta$ RMS Centroids vs Recruitment Instant | $R = -0,089, p = 0,478$   |   |
| Failure Time vs Mean MDF Slope                | $R = 0,323, p = 0,009^*$  |   |
| <b>20 mm – Avanzati</b>                       |                           |   |
| Mean MDF Slope vs Mean RMS Slope              | $R = -0,041, p = 0,729$   |   |
| Mean MDF Slope vs Recruitment Instant         | $R = -0,373, p = 0,001^*$ |   |
| $\Delta$ RMS Centroids vs Recruitment Instant | $R = 0,071, p = 0,533$    |   |
| Failure Time vs Mean MDF Slope                | $R = 0,126, p = 0,288$    |   |
| <b>30 mm – Intermedi</b>                      |                           |   |
| Mean MDF Slope vs Mean RMS Slope              | $R = -0,236, p = 0,040^*$ |   |
| Mean MDF Slope vs Recruitment Instant         | $R = -0,151, p = 0,194$   |   |
| $\Delta$ RMS Centroids vs Recruitment Instant | $R = -0,303, p = 0,007^*$ |   |
| Failure Time vs Mean MDF Slope                | $R = 0,044, p = 0,708$    |   |
| <b>30 mm – Avanzati</b>                       |                           |   |
| Mean MDF Slope vs Mean RMS Slope              | $R = -0,264, p = 0,013^*$ |   |
| Mean MDF Slope vs Recruitment Instant         | $R = 0,042, p = 0,700$    |   |
| $\Delta$ RMS Centroids vs Recruitment Instant | $R = -0,114, p = 0,282$   |   |
| Failure Time vs Mean MDF Slope                | $R = -0,018, p = 0,866$   |   |

\*  $p < 0,05$

**Tabella 4.1:** Valori di correlazione (R) e significatività (p) per ciascuna relazione, suddivisi per presa e livello di esperienza.

### 4.3 MU Modes

L'analisi delle componenti principali (PCA) applicata ai segnali di attivazione degli spari delle unità motorie ha permesso di identificare, per ciascuna delle quattro condizioni sperimentali (Intermediate 20 mm, Intermediate 30 mm, Advanced 20 mm, Advanced 30 mm), tre **MU Modes** principali.

In tutti i casi, le prime due componenti principali (Mode 1 e Mode 2) spiegano insieme oltre il 75% della varianza totale osservata nei pattern di attivazione, suggerendo che una porzione consistente dell'informazione totale è ben rappresentata da questi due modi.

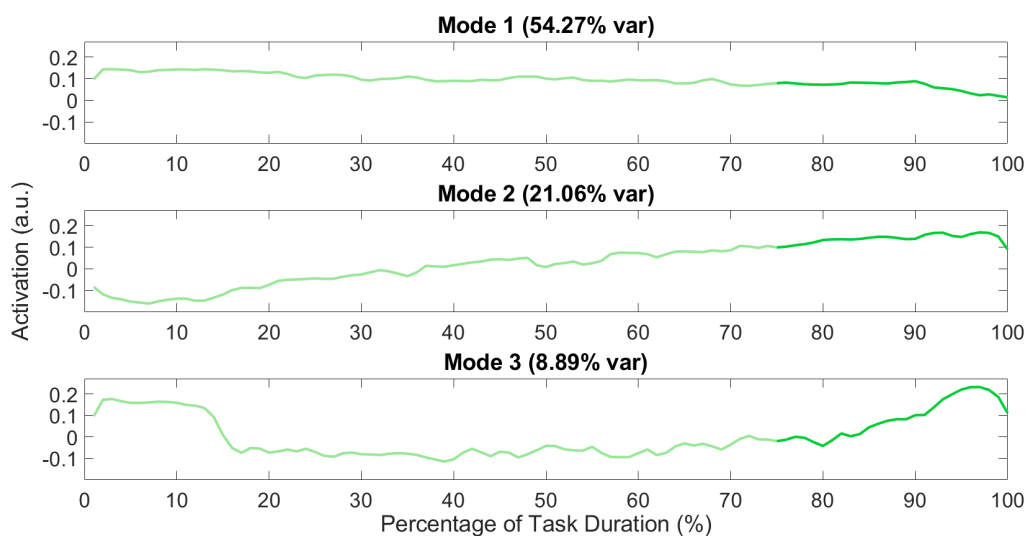
In generale:

- La **Mode 1** rappresenta una componente tonica relativamente costante nel tempo, con riduzione nella fase finale del compito;
- La **Mode 2** mostra un incremento graduale dell'attivazione nel corso del compito;
- La **Mode 3** risulta più irregolare e variabile, suggerendo componenti residuali o secondarie dell'attività neurale, mostrando un incremento marcato nell'attivazione nell'ultima fase del compito (all'incirca verso il 75% della durata del task), quando il soggetto sta per approcciare la fatica muscolare.

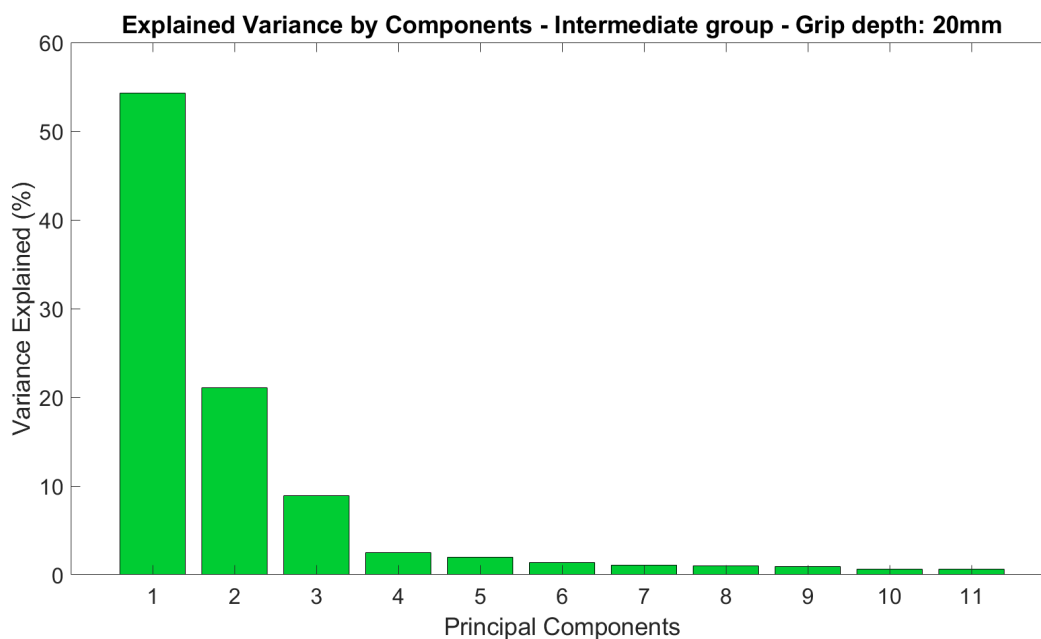
| Condizione           | Mode 1 | Mode 2 | Mode 3 |
|----------------------|--------|--------|--------|
| Intermediate - 20 mm | 54.27% | 21.06% | 8.89%  |
| Advanced - 20 mm     | 62.02% | 21.41% | 4.10%  |
| Intermediate - 30 mm | 56.16% | 20.04% | 5.49%  |
| Advanced - 30 mm     | 55.44% | 21.36% | 4.33%  |

**Tabella 4.2:** Percentuale di varianza spiegata dalle prime tre componenti principali (MU Modes) per ciascun gruppo e condizione.

## PCA Results for Intermediate group - Grip depth: 20mm

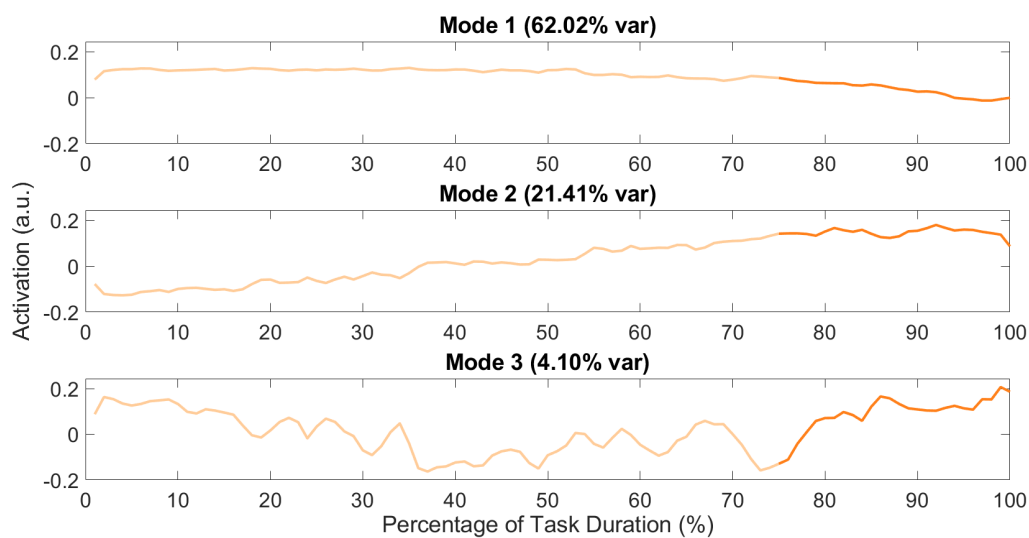


**Figura 4.8:** Andamento dei primi tre MU Modes per il gruppo *Intermediate* - presa da 20 mm.

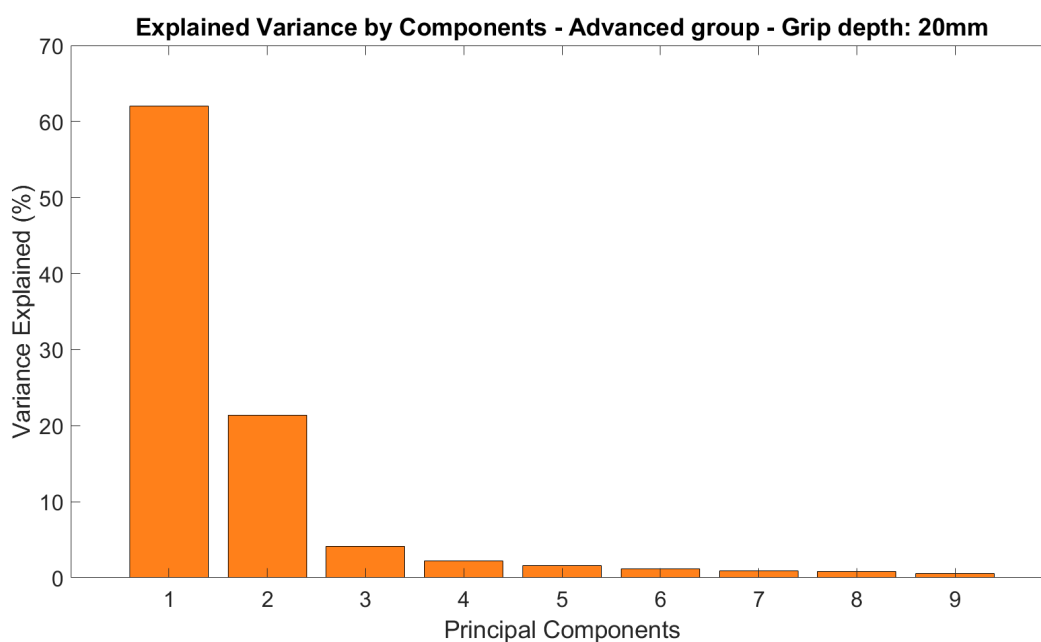


**Figura 4.9:** Varianza spiegata dalle componenti principali nel gruppo *Intermediate* - presa da 20 mm.

## PCA Results for Advanced group - Grip depth: 20mm

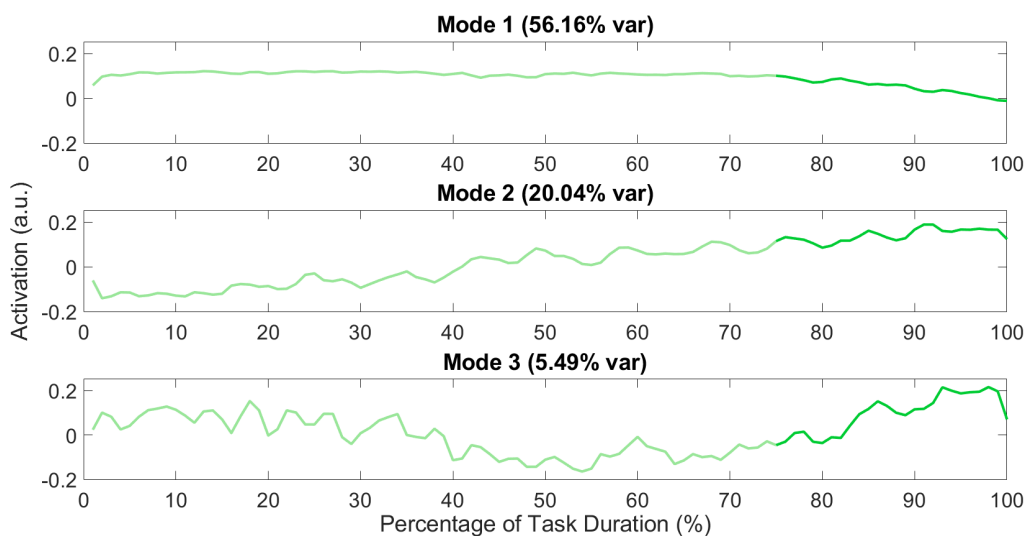


**Figura 4.10:** Andamento dei primi tre MU Modes per il gruppo **Advanced** durante presa da 20 mm.

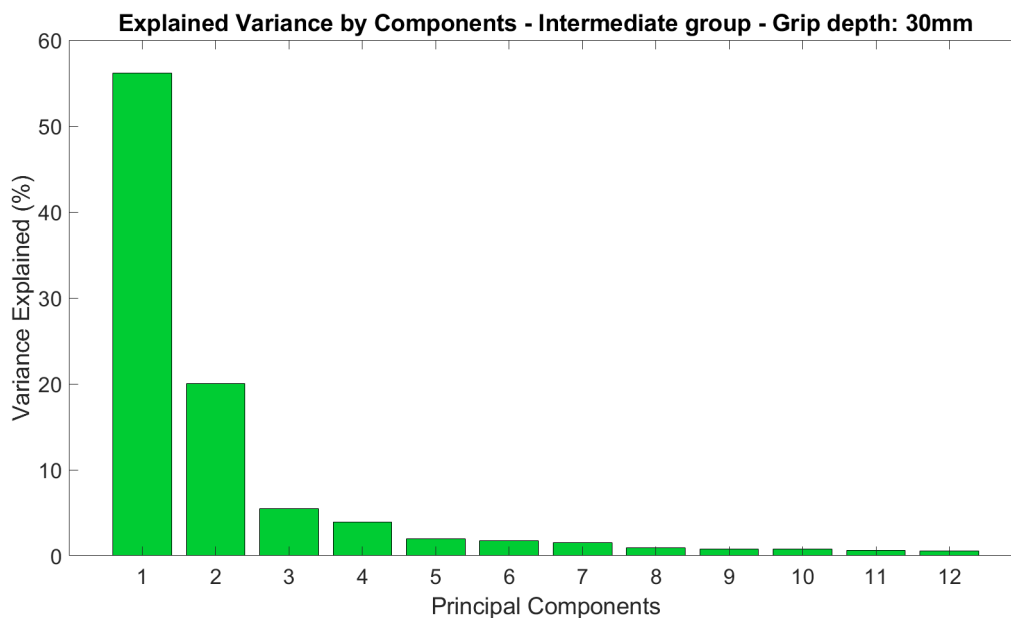


**Figura 4.11:** Varianza spiegata dalle componenti principali nel gruppo **Advanced** - presa da 20 mm.

## PCA Results for Intermediate group - Grip depth: 30mm

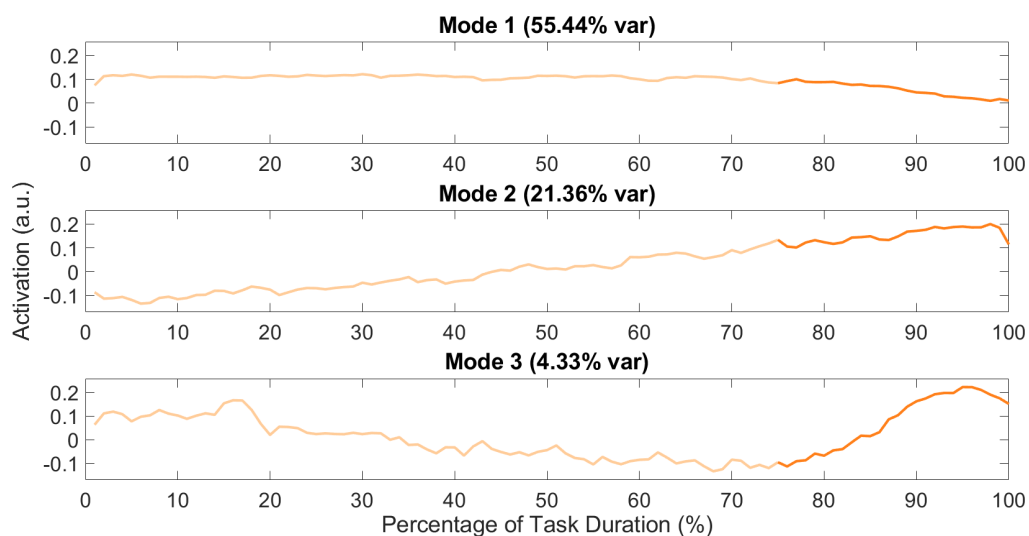


**Figura 4.12:** Andamento dei primi tre MU Modes per il gruppo *Intermediate* - presa da 30 mm.

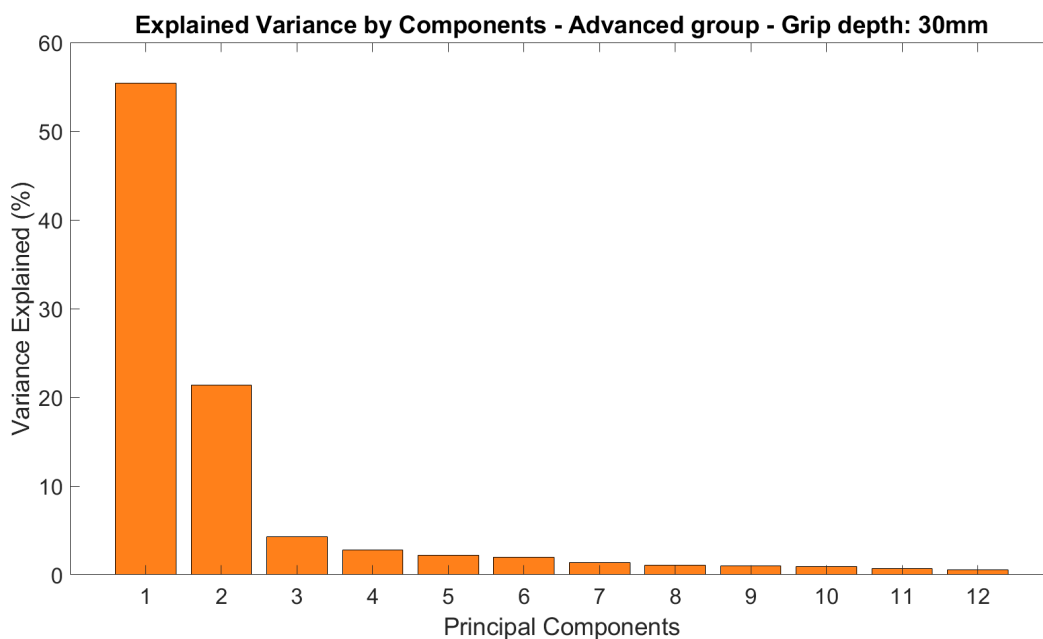


**Figura 4.13:** Varianza spiegata dalle componenti principali nel gruppo *Intermediate* - presa da 30 mm.

## PCA Results for Advanced group - Grip depth: 30mm



**Figura 4.14:** Andamento dei primi tre MU Modes per il gruppo *Advanced* - presa da 30 mm.



**Figura 4.15:** Varianza spiegata dalle componenti principali nel gruppo *Advanced* - presa da 30 mm.



Per evidenziare con maggiore chiarezza i meccanismi di compensazione sinergica tra le diverse componenti di attivazione motoria, nelle figure relative all'andamento dei MU Modes è stato marcato visivamente l'intervallo finale del compito (dal 75% in poi). Questa porzione è di particolare interesse in quanto rappresenta la fase in cui i soggetti si avvicinano alla fatica muscolare, e i pattern di attivazione risultano spesso caratterizzati da adattamenti strategici e variazioni più evidenti nella distribuzione sinergica dell'attività neurale.

Per indagare la presenza di strategie neurali condivise tra gruppi e condizioni, sono stati calcolati i coefficienti di correlazione di Pearson ( $R$ ) tra le curve di attivazione dei **Mode 1** e dei **Mode 2**, ossia i Mode principali, considerando sia confronti *inter-gruppo* per ciascuna presa (variazioni dovute al livello di esperienza), sia confronti *intra-gruppo* per ciascun gruppo (variazioni dovute alla presa).

Tutti i coefficienti risultano elevati, suggerendo che i pattern principali di attivazione sinergica delle MU risultano altamente consistenti sia tra i due gruppi di scalatori che tra le diverse profondità di presa.

| Componente | Confronto                                | R            |
|------------|------------------------------------------|--------------|
| Mode 1     | Intermediate 20 mm vs Advanced 20 mm     | <b>0,821</b> |
|            | Intermediate 30 mm vs Advanced 30 mm     | <b>0,967</b> |
|            | Intermediate 20 mm vs Intermediate 30 mm | <b>0,757</b> |
|            | Advanced 20 mm vs Advanced 30 mm         | <b>0,945</b> |
| Mode 2     | Intermediate 20 mm vs Advanced 20 mm     | <b>0,972</b> |
|            | Intermediate 30 mm vs Advanced 30 mm     | <b>0,963</b> |
|            | Intermediate 20 mm vs Intermediate 30 mm | <b>0,959</b> |
|            | Advanced 20 mm vs Advanced 30 mm         | <b>0,968</b> |

**Tabella 4.3:** Coefficienti di correlazione di Pearson ( $R$ ) tra i Mode 1 e i Mode 2 nei diversi confronti tra gruppi e prese.

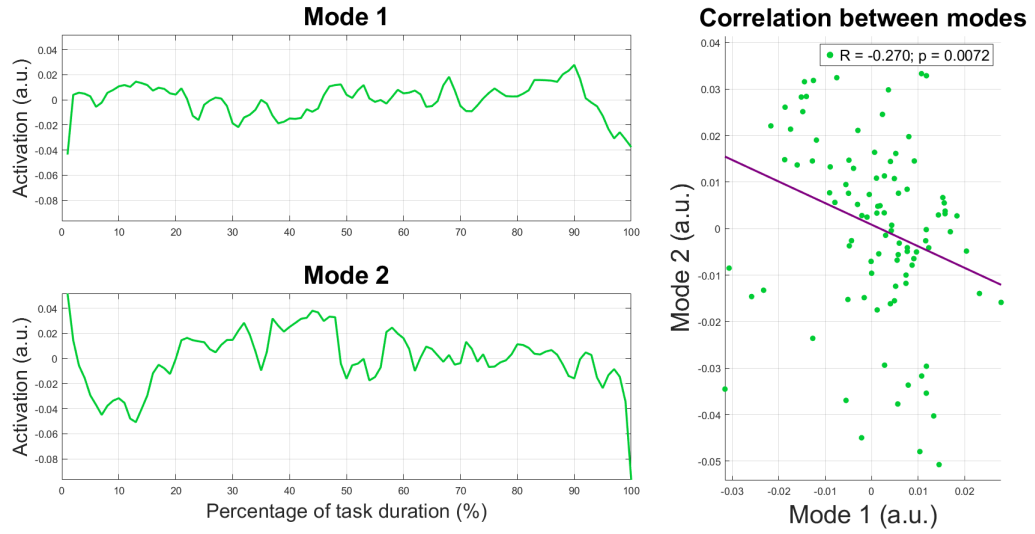
Ai fini di evidenziare possibili fluttuazioni e alternanze locali tra i due principali pattern sinergici (Mode 1 e Mode 2), ciascuna delle due curve temporali è stata *detrendizzata* rimuovendo la componente lineare lungo la durata del compito nei vari vettori di attivazione. Questo ha permesso di evidenziare le variazioni locali rispetto all'andamento globale. Le due serie detrendizzate sono state quindi confrontate tra loro mediante correlazione bivariata (coefficiente di Pearson), raffigurata tramite scatter plot, per ciascuna delle quattro condizioni sperimentali (figure 4.16–4.19).

| Condizione         | $R$    | $p$                  |
|--------------------|--------|----------------------|
| Advanced 20 mm     | 0.481  | $5.3 \times 10^{-7}$ |
| Advanced 30 mm     | -0.508 | $9.4 \times 10^{-8}$ |
| Intermediate 20 mm | -0.270 | 0.0072               |
| Intermediate 30 mm | 0.008  | 0.94                 |

**Tabella 4.4:** Coefficienti di correlazione di Pearson tra le curve detrendizzate di Mode 1 e Mode 2 per ciascuna condizione sperimentale.

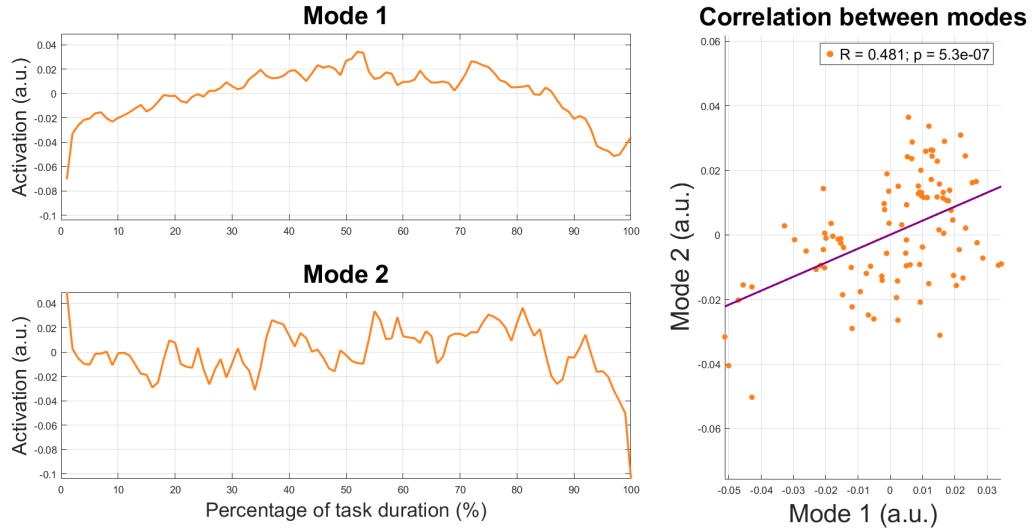
Si rimanda la discussione del significato di tali correlazioni al Capitolo 5.

### Detrended Mode 1 vs 2 for Intermediate 20mm



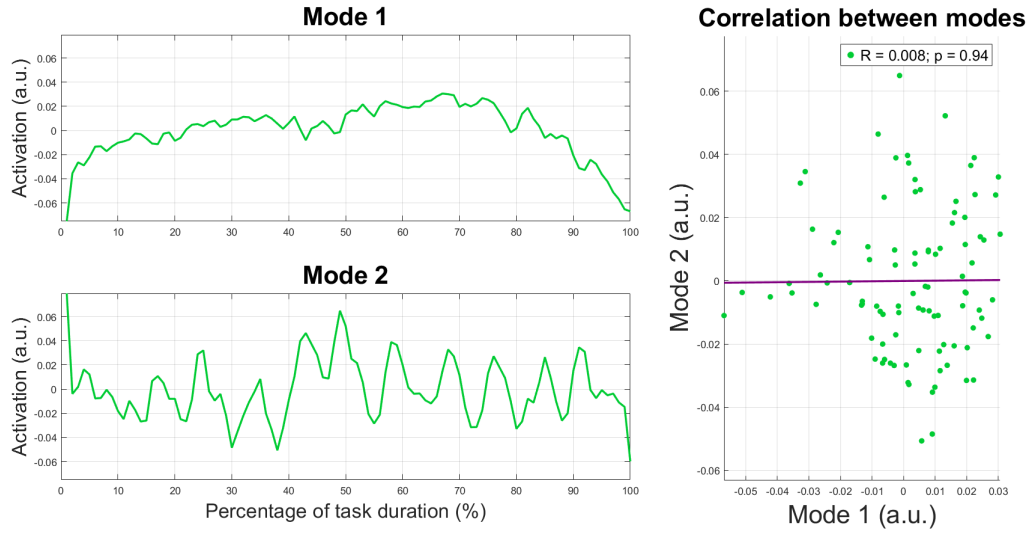
**Figura 4.16:** Confronto tra Mode 1 e Mode 2 detrendizzate nel gruppo *Intermediate* durante presa da 20 mm. A sinistra: profili temporali delle due Mode; a destra: scatter plot con coefficiente di correlazione ( $R = -0,162$ ,  $p = 0,108$ ).

### Detrended Mode 1 vs 2 for Advanced 20mm



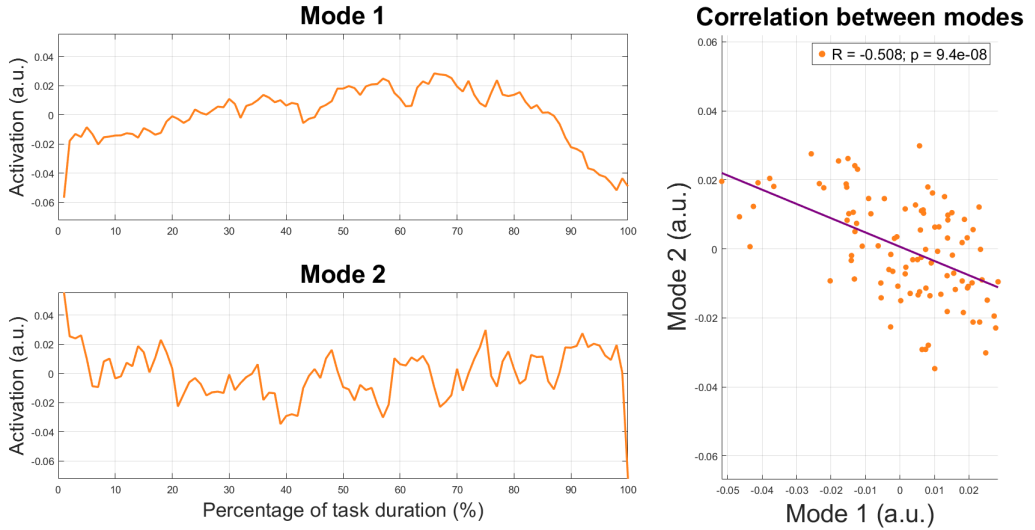
**Figura 4.17:** Confronto tra Mode 1 e Mode 2 detrendizzate nel gruppo **Advanced** durante presa da 20 mm. A sinistra: profili temporali delle due Mode; a destra: scatter plot con coefficiente di correlazione ( $R = 0,376$ ,  $p = 1,17 \times 10^{-4}$ ).

## Detrended Mode 1 vs 2 for Intermediate 30mm



**Figura 4.18:** Confronto tra Mode 1 e Mode 2 detrendizzate nel gruppo *Intermediate* durante presa da 30 mm. A sinistra: profili temporali delle due Mode; a destra: scatter plot con coefficiente di correlazione ( $R = -0,012$ ,  $p = 0,902$ ).

## Detrended Mode 1 vs 2 for Advanced 30mm



**Figura 4.19:** Confronto tra Mode 1 e Mode 2 detrendizzate nel gruppo **Advanced** durante presa da 30 mm. A sinistra: profili temporali delle due Mode; a destra: scatter plot con coefficiente di correlazione ( $R = -0,383$ ,  $p = 8,42 \times 10^{-5}$ ).

## Capitolo 5

# Discussione

Il presente studio si è proposto di indagare l'esistenza di strategie neurali diverse adottate da diversi livelli di expertise in arrampicata sportiva, e sul fatto che queste strategie potessero spiegare la maggiore endurance osservata negli arrampicatori avanzati rispetto a quelli intermedi durante un compito isometrico di sospensione fino a fatica. L'ipotesi alla base del lavoro era quindi che, oltre agli adattamenti strutturali già evidenziati nello studio di *Vieira et al.* [1], anche differenze nei meccanismi di controllo neurale potessero contribuire in modo sostanziale a tale superiorità prestativa. In particolare, si ipotizzava che gli arrampicatori avanzati potessero mostrare una più efficiente **rotazione delle unità motorie nel tempo**, nonché una diversa **organizzazione sinergica dell'attività neurale**, tale da riflettere una maggiore capacità di coordinazione e distribuzione del carico tra le unità motorie coinvolte nel gesto tecnico.

I risultati ottenuti non confermano l'ipotesi iniziale. Partendo innanzitutto dall'analisi relativa alle **sinergie muscolari** tramite PCA applicata ai pattern di sparo delle MU, una maggiore efficienza degli scalatori avanzati sarebbe stata evidente nel momento in cui si fosse osservata in essi, e non negli scalatori intermedi, una chiara ottimizzazione nella distribuzione dell'attivazione neurale fra i vari modi delle MU, tale da produrre, verso le fasi finali del task, un comportamento compensatorio tra diverse MU Modes, cioè componenti principali estratte dalla PCA.

Dai dati ottenuti emerge chiaramente che tale comportamento compensatorio esiste effettivamente, ma non rappresenta una peculiarità esclusiva degli avanzati. Al contrario, questa strategia è risultata comune a entrambi i gruppi e a entrambe le condizioni di presa esaminate (20 mm e 30 mm). In tutte e quattro le condizioni sperimentali (figure 4.8, 4.10, 4.12, 4.14), infatti, la PCA ha individuato tre componenti principali (MU Modes). Già le prime due di queste componenti spiegano insieme oltre il 75% della varianza totale dell'attivazione neuromuscolare. In particolare, la Mode 1 rappresenta una componente dominante, tonica, che mostra sempre un calo verso la fine della contrazione, concomitante all'insorgere della fatica muscolare. Questo calo viene compensato dalla Mode 2, caratterizzata da un andamento monotonicamente crescente durante l'intera durata del task, e, in misura minore, dalla Mode 3, la quale non arriva mai a spiegare più del 10% della varianza.

Pertanto, benché la presenza di queste configurazioni sinergiche e del loro comportamento compensatorio rappresenti un dato significativo e coerente, non è possibile attribuire a questa strategia neurale il ruolo di spiegare le differenze osservate nell'endurance tra arrampicatori avanzati e intermedi, in quanto essa appare sostanzialmente invariata tra i gruppi.

A margine, è stata anche ricercata la possibile esistenza di alternanze locali nella fluttuazione dell'attivazione delle due Modes principali. A tale scopo, è stato effettuato un detrend per ognuna delle due Modes al fine di rimuovere l'andamento lineare e poter studiare esclusivamente le fluttuazioni locali. Calcolando la correlazione fra le due Modes in ciascuna condizione, sono emerse due correlazioni negative significative nei soggetti intermedi nella presa 20 mm (figura 4.16) e nei soggetti avanzati nella presa 30 mm (figura 4.19). Questo risultato suggerisce che in alcuni momenti della contrazione l'attivazione di una componente cresce mentre l'altra si riduce, indicando una possibile alternanza nel contributo delle diverse sinergie durante il task. Tuttavia, poiché nelle altre due condizioni (figura 4.17, figura 4.18) tali correlazioni non sono risultate negative, questo fenomeno non può essere considerato generalizzabile a tutte le situazioni esaminate.

L'altra strategia ipotizzata riguardava l'esistenza di meccanismi di **rotazione o sostituzione delle unità motorie** più efficienti negli arrampicatori avanzati, tali da poter giustificare la loro maggiore capacità di endurance. A tal fine, sono state estratte metriche descrittive delle singole MU decomposte dall'algoritmo: metriche temporali (istante di reclutamento, frequenza media di sparo, CoV dell'interspike interval, intermittenza), metriche dinamiche legate all'affaticamento (pendenza media di RMS e di MDF), e metriche spaziali (distanza euclidea tra i centroidi RMS delle MU e quelli dell'EMG globale).

Alcune di queste variabili hanno mostrato differenze significative tra i gruppi. In particolare, la frequenza media di sparo (MFR) (figura 4.1) è risultata significativamente più elevata negli arrampicatori intermedi per entrambe le condizioni di presa. Questo "rate coding" apparentemente diverso potrebbe suggerire una strategia compensatoria, in cui i soggetti intermedi aumentano la frequenza degli spari per mantenere la forza, mentre gli avanzati riescono a sostenere lo stesso carico sollecitando meno intensamente le MU reclutate. Tuttavia, tale interpretazione resta speculativa, poiché il MFR è influenzato anche da fattori antropometrici individuali, come il peso corporeo, che possono alterare significativamente le richieste biomeccaniche durante il task. A sostegno di questa cautela interpretativa vi è anche l'assenza di differenze significative tra i due gruppi nel Coefficiente di Variazione dell'intervallo interspike (figura 4.2), che rappresenta un indicatore della modulazione centrale degli spari: il CoV ha mostrato variazioni solo in funzione della presa, ma non tra le categorie di expertise.

Più rilevante risulta invece il dato relativo all'intermittenza (figura 4.3), che è risultata mediamente maggiore nei soggetti avanzati, in entrambe le prese. L'intermittenza misura la percentuale di firing intermittenti, ossia gli intervalli in assenza di sparo superiori a 250 ms, che suggeriscono la presenza di cicli di reclutamento e dereclutamento delle MU. Questo risultato può indicare un maggiore ricorso, negli scalatori esperti, a fenomeni di rotazione o sostituzione tra MU, con una potenziale implicazione positiva sulla distribuzione del carico nel tempo.

Purtroppo, non è stato possibile approfondire pienamente questo aspetto da un punto di vista spazio-temporale. Le MU decomposte erano infatti largamente sbilanciate verso quelle reclutate precocemente durante la contrazione, mentre le MU attivate nelle fasi successive erano poco rappresentate. In tal senso, pur osservando

coerenza interna tra le pendenze di RMS e MDF (MU con maggiore declino di MDF mostravano anche un maggiore incremento di RMS), a testimonianza della coerenza delle MU decomposte, l'assenza di un campione bilanciato tra MU "fresche" e "affaticate" ha impedito di tracciare con precisione le dinamiche temporali dell'affaticamento e della rotazione.

Alla luce di quanto emerso, quindi, non sono state riscontrate evidenze sufficienti per supportare l'esistenza di una strategia neurale di load sharing tra le MU che differenzi gli scalatori avanzati dagli intermedi. È inoltre opportuno considerare che, in task come quello adottato nel presente studio: ad alta intensità, di durata variabile, e con contrazioni non controllate, l'osservazione di rotazioni MU risulta metodologicamente complessa. In letteratura, questi fenomeni sono stati chiaramente descritti solo in condizioni sperimentali estremamente controllate, come nel lavoro di *Bawa et al.* [16], in cui contrazioni isometriche mantenute a bassi livelli di MVC per lunghi periodi permettono di rilevare in modo affidabile la sostituzione sequenziale delle MU. Al contrario, nei nostri dati, prelevati in condizioni più realistiche e ad alto carico, tali fenomeni non sono chiaramente visibili né sistematicamente quantificabili.

Esclusa quindi l'idea che delle strategie neurali più efficienti possano spiegare la maggiore endurance degli arrampicatori avanzati, quest'ultima diventa quindi solamente spiegabile attraverso gli adattamenti strutturali indotti dall'allenamento e dall'esperienza, e ciò trova riscontro anche nei risultati di studi come quello di *Nelson-Wong et al.* [13], in cui, piuttosto che l'endurance, viene analizzata la forza delle dita sulla presa. Essa viene infatti in questo lavoro correlata con il numero di anni di esperienza e la frequenza settimanale di allenamento. Infine, Vigouroux e Quaine [12], in uno studio su esercizi intermittenti prolungati, non hanno rilevato alcuna alternanza sistematica tra muscoli o redistribuzione strategica dell'attività, a ulteriore conferma che l'endurance in compiti locali statici è fortemente legata a fattori periferici, piuttosto che centrali.



Ricapitolando, i risultati del presente studio non supportano l'ipotesi iniziale: non sono state individuate strategie neurali che differenzino tra i due gruppi di arrampicatori e che possano spiegare la maggiore endurance degli avanzati. Al contrario, le evidenze suggeriscono che tale superiorità prestativa sia interamente riconducibile ad adattamenti strutturali muscolari, frutto dell'allenamento e dell'esperienza.

Alla luce dei limiti metodologici incontrati, e in particolare della natura non controllata del task sperimentale eseguito in palestra, appare evidente come **futuri studi** possano trarre grande beneficio dall'adozione di protocolli condotti in ambienti maggiormente standardizzati, come il laboratorio. In particolare, l'utilizzo di dinamometri con sistemi di feedback visivo permetterebbe di imporre profili di forza controllati, ad esempio contrazioni isometriche a intensità costante o profili trapezoidali, rendendo possibile non solo la quantificazione più precisa dei fenomeni di rotazione e sostituzione delle MU, ma anche la stima delle soglie di reclutamento e dereclutamento delle singole unità motorie.

## Capitolo 6

# Conclusioni

L'obiettivo dello studio era indagare le differenze nelle strategie neurali di attivazione muscolare tra scalatori di livello *intermedio* e *avanzato*, durante una sospensione isometrica a fatica, analizzando l'attività delle unità motorie estratte da segnali HD-sEMG degli avambracci.

Gli arrampicatori avanzati hanno mostrato una maggiore intermittenza e una minore frequenza media di sparo, potenzialmente indicativi di una gestione più sostenibile del carico. Tuttavia, non sono emerse evidenze sufficienti per confermare l'esistenza di meccanismi di rotazione o load sharing sistematici che distinguano i due gruppi.

Anche la struttura sinergica dell'attività neurale, analizzata tramite PCA, è risultata simile in entrambi i livelli: due componenti principali spiegano oltre il 75% della varianza, con un pattern ricorrente di compensazione tra modalità toniche e modalità crescenti.

Nel complesso, le differenze di endurance osservate sembrano dipendere principalmente da adattamenti strutturali legati all'allenamento, piuttosto che da strategie neurali differenziate.

Futuri studi, in condizioni sperimentali più controllate e con protocolli a carico costante, potranno approfondire il contributo del controllo neurale alla prestazione.

# Bibliografia

- [1] Taian Martins Vieira, Giacinto Luigi Cerone, Martina Bruno e Beatriz Bachero-Mena. «Myoelectric manifestations of fatigue of the finger flexor muscles and endurance capacity in experienced versus intermediate climbers during suspension tasks». In: *Journal of Sports Sciences* 42.8 (2024), pp. 655–664 (cit. alle pp. ii, iii, i, 2, 4, 21, 35, 41, 63, 72, 85, 104, 106, 118).
- [2] Christoph Lutter, Yasser El-Sheikh, Isabelle Schöffl e Volker Schöffl. *Sport climbing: medical considerations for this new Olympic discipline*. 2017 (cit. alle pp. 1, 6, 13).
- [3] Franck Quaine e Laurent Vigouroux. «Maximal resultant four fingertip force and fatigue of the extrinsic muscles of the hand in different sport climbing finger grips». In: *International journal of sports medicine* 25.08 (2004), pp. 634–637 (cit. alle pp. 1, 25).
- [4] Michael R Deyhle, Hung-Sheng Hsu, Timothy J Fairfield, Taryn L Cadez-Schmidt, Burke A Gurney e Christine M Mermier. «Relative importance of four muscle groups for indoor rock climbing performance». In: *The Journal of Strength & Conditioning Research* 29.7 (2015), pp. 2006–2014 (cit. a p. 1).
- [5] Stefan Künzeli, Jiri Balas, Vanesa España-Romero, David Giles e Pierre Legreneur. *Research in sport climbing*. 2021 (cit. alle pp. 1, 7).
- [6] Nicolay Stien, Atle Hole Saeterbakken, Espen Hermans, Vegard Albert Vereide, Elias Olsen e Vidar Andersen. «Comparison of climbing-specific strength and endurance between lead and boulder climbers». In: *PloS one* 14.9 (2019), e0222529 (cit. alle pp. 1, 16).

- [7] Nick Draper et al. «Comparative grading scales, statistical analyses, climber descriptors and ability grouping: International Rock Climbing Research Association position statement». In: *Sports Technology* 8.3-4 (2015), pp. 88–94 (cit. alle pp. 1, 12, 63).
- [8] Vanesa España-Romero, Francisco B Ortega Porcel, Enrique G Artero, David Jiménez-Pavón, Ángel Gutiérrez Sainz, Manuel J Castillo Garzón e Jonatan R Ruiz. «Climbing time to exhaustion is a determinant of climbing performance in high-level sport climbers». In: *European journal of applied physiology* 107 (2009), pp. 517–525 (cit. alle pp. 2, 18, 21, 24).
- [9] Anton Usaj. «Differences in the oxygenation of the forearm muscle during isometric contraction in trained and untrained subjects». In: *Cellular and Molecular Biology Letters* 7.2 (2002), pp. 375–378 (cit. a p. 2).
- [10] Richard A Ferguson e Margaret D Brown. «Arterial blood pressure and forearm vascular conductance responses to sustained and rhythmic isometric exercise and arterial occlusion in trained rock climbers and untrained sedentary subjects». In: *European journal of applied physiology and occupational physiology* 76 (1997), pp. 174–180 (cit. a p. 2).
- [11] Julia B Pitcher e Timothy S Miles. «Influence of muscle blood flow on fatigue during intermittent human hand-grip exercise and recovery». In: *Clinical and Experimental Pharmacology and Physiology* 24.7 (1997), pp. 471–476 (cit. alle pp. 2, 18).
- [12] Laurent Vigouroux e Franck Quaine. «Fingertip force and electromyography of finger flexor muscles during a prolonged intermittent exercise in elite climbers and sedentary individuals». In: *Journal of sports sciences* 24.2 (2006), pp. 181–186 (cit. alle pp. 2, 35, 65, 121).
- [13] Erika Nelson-Wong, Claire Lorbiecki, Shawn Wood, Stephanie Huang, Johnathon Crawley, Emily Higgins, Lena Parker e Kevin Cowell. «Influence of Experience, Training Frequency, and Sex on Climbing-Specific Grip Force in Rock Climbers of Varying Skill Level». In: *Journal of Applied Biomechanics* 1.aop (2025), pp. 1–9 (cit. alle pp. 2, 19, 20, 121).

- [14] Dario Farina, Roberto Merletti e Roger M Enoka. «The extraction of neural strategies from the surface EMG». In: *Journal of applied physiology* 96.4 (2004), pp. 1486–1495 (cit. a p. 2).
- [15] Roger M Enoka. *Neuromechanics of Human Movement*. Human Kinetics, 2024 (cit. alle pp. 2, 45, 47–49, 81, 82).
- [16] Parveen Bawa, Marco Y Pang, Kari A Olesen e Blair Calancie. «Rotation of motoneurons during prolonged isometric contractions in humans». In: *Journal of neurophysiology* 96.3 (2006), pp. 1135–1140 (cit. alle pp. 2, 50, 121).
- [17] Parveen Bawa e Chantelle Murnaghan. «Motor unit rotation in a variety of human muscles». In: *Journal of neurophysiology* 102.4 (2009), pp. 2265–2272 (cit. alle pp. 2, 51).
- [18] Dario Farina, Frédéric Leclerc, Lars Arendt-Nielsen, Olivier Buttelli e Pascal Madeleine. «The change in spatial distribution of upper trapezius muscle activity is correlated to contraction duration». In: *Journal of Electromyography and Kinesiology* 18.1 (2008), pp. 16–25 (cit. a p. 3).
- [19] Motoki Kouzaki, Minoru Shinohara, Kei Masani, Masanobu Tachi, Hiroaki Kanehisa e Tetsuo Fukunaga. «Local blood circulation among knee extensor synergists in relation to alternate muscle activity during low-level sustained contraction». In: *Journal of Applied Physiology* 95.1 (2003), pp. 49–56 (cit. alle pp. 3, 51).
- [20] Motoki Kouzaki, Minoru Shinohara, Kei Masani e Tetsuo Fukunaga. «Force fluctuations are modulated by alternate muscle activity of knee extensor synergists during low-level sustained contraction». In: *Journal of Applied Physiology* 97.6 (2004), pp. 2121–2131 (cit. alle pp. 3, 51).
- [21] Juliana Exel, Olivia Froschauer, Arnold Baca e Hans Kainz. «Postural adjustments of a finger hanging task until failure in climbers: joint coordination and muscle activation». In: *6th IRCRA Congress* (2023) (cit. alle pp. 3, 25).
- [22] Shirin Madarshahian, John Letizi e Mark L Latash. «Synergic control of a single muscle: The example of flexor digitorum superficialis». In: *The Journal of Physiology* 599.4 (2021), pp. 1261–1279 (cit. alle pp. 3, 61, 89, 91).

- [23] Edward Gibson-Smith, Ryan Storey e Mayur Ranchordas. «Dietary intake, body composition and iron status in experienced and elite climbers». In: *Frontiers in nutrition* 7 (2020), p. 122 (cit. a p. 7).
- [24] Lanae M Joubert, Gina Blunt Gonzalez e Abigail J Larson. «Prevalence of disordered eating among international sport lead rock climbers». In: *Frontiers in sports and active living* 2 (2020), p. 86 (cit. a p. 7).
- [25] Lionel Reveret, Sylvain Chapelle, Franck Quaine e Pierre Legreneur. «3D visualization of body motion in speed climbing». In: *Frontiers in Psychology* 11 (2020), p. 2188 (cit. a p. 7).
- [26] Franz Konstantin Fuss, Yehuda Weizman, Günther Niegl e Adin Ming Tan. «Climbers' perception of hold surface properties: roughness versus slip resistance». In: *Frontiers in Psychology* 11 (2020), p. 252 (cit. a p. 7).
- [27] Franz Konstantin Fuss e Günther Niegl. «Instrumented climbing holds and performance analysis in sport climbing». In: *Sports Technology* 1.6 (2008), pp. 301–313 (cit. a p. 10).
- [28] Andreas Schweizer e Robert Hudek. «Kinetics of crimp and slope grip in rock climbing». In: *Journal of applied biomechanics* 27.2 (2011), pp. 116–121 (cit. alle pp. 11, 25).
- [29] Eva López-Rivera e Juan José González-Badillo. «Comparison of the effects of three hangboard strength and endurance training programs on grip endurance in sport climbers». In: *Journal of human kinetics* 66 (2019), p. 183 (cit. alle pp. 11, 25, 64, 65).
- [30] Sara Faggian et al. «Sport climbing performance determinants and functional testing methods: A systematic review: Running title: Sport climbing functional testing methods». In: *Journal of Sport and Health Science* (2024), p. 100974 (cit. alle pp. 17, 18, 63).
- [31] Michał Ginszt, Mika Saito, Estera Zięba, Piotr Majcher e Naoki Kikuchi. «Body composition, anthropometric parameters, and strength-endurance characteristics of sport climbers: a systematic review». In: *The Journal of Strength & Conditioning Research* 37.6 (2023), pp. 1339–1348 (cit. a p. 18).

- [32] G Laffaye, G Levernier e J-M Collin. «Determinant factors in climbing ability: Influence of strength, anthropometry, and neuromuscular fatigue». In: *Scandinavian journal of medicine & science in sports* 26.10 (2016), pp. 1151–1159 (cit. a p. 20).
- [33] Kaja Langer, Christian Simon e Josef Wiemeyer. «Physical performance testing in climbing—A systematic review». In: *Frontiers in sports and active living* 5 (2023), p. 1130812 (cit. a p. 20).
- [34] Nicolay Stien, Atle Hole Saeterbakken e Vidar Andersen. «Tests and procedures for measuring endurance, strength, and power in climbing—a mini-review». In: *Frontiers in sports and active living* 4 (2022), p. 847447 (cit. a p. 21).
- [35] Xavier Sanchez, Miquel Torregrossa, Tim Woodman, Gareth Jones e DJ Llewellyn. «Identification of parameters that predict sport climbing performance». In: *Frontiers in psychology* 10 (2019), p. 1294 (cit. alle pp. 21, 22).
- [36] Dominik Saul, Gino Steinmetz, Wolfgang Lehmann e Arndt F Schilling. «Determinants for success in climbing: A systematic review». In: *Journal of Exercise Science & Fitness* 17.3 (2019), pp. 91–100 (cit. a p. 24).
- [37] Claudia Augste, Marvin Winkler e Stefan Künzell. «Optimization of an intermittent finger endurance test for climbers regarding gender and deviation in force and pulling time». In: *Frontiers in Sports and Active Living* 4 (2022), p. 902521 (cit. a p. 24).
- [38] Laurent Vigouroux, Benjamin Goisard de Monsabert e Eric Berton. «Estimation of hand and wrist muscle capacities in rock climbers». In: *European journal of applied physiology* 115 (2015), pp. 947–957 (cit. a p. 26).
- [39] Alba Thio-Pera et al. «Are the forearm muscles excited equally in different, professional piano players?» In: *Plos one* 17.3 (2022), e0265575 (cit. a p. 26).
- [40] Atle Hole Saeterbakken et al. «The connection between resistance training, climbing performance, and injury prevention». In: *Sports Medicine-Open* 10.1 (2024), p. 10 (cit. a p. 26).

- [41] Marc Philippe, Daniel Wegst, Tom Müller, Christian Raschner e Martin Burtscher. «Climbing-specific finger flexor performance and forearm muscle oxygenation in elite male and female sport climbers». In: *European journal of applied physiology* 112 (2012), pp. 2839–2847 (cit. a p. 27).
- [42] Jiří Baláš, Jan Gajdošík, David Giles, Simon Fryer, Dominika Krupková, Tomáš Brtník e Andri Feldmann. «Isolated finger flexor vs. exhaustive whole-body climbing tests? How to assess endurance in sport climbers?» In: *European journal of applied physiology* 121.5 (2021), pp. 1337–1348 (cit. a p. 27).
- [43] An-Tang Liu, Ben-Li Liu, Li-Xuan Lu, Gang Chen, Da-Zhi Yu, Lie Zhu, Rong Guo, Rui-Shan Dang e Hua Jiang. «Architectural properties of the neuromuscular compartments in selected forearm skeletal muscles». In: *Journal of anatomy* 225.1 (2014), pp. 12–18 (cit. a p. 27).
- [44] Martijn Froeling, Aart J Nederveen, Dennis FR Heijtel, Arno Lataster, Clemens Bos, Klaas Nicolay, Mario Maas, Maarten R Drost e Gustav J Strijkers. «Diffusion-tensor MRI reveals the complex muscle architecture of the human forearm». In: *Journal of Magnetic Resonance Imaging* 36.1 (2012), pp. 237–248 (cit. a p. 28).
- [45] Taian M Vieira, Giacinto Luigi Cerone, Alberto Botter, Kohei Watanabe e Andrew D Vigotsky. «The sensitivity of bipolar electromyograms to muscle excitation scales with the inter-electrode distance». In: *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering* 31 (2023), pp. 4245–4255 (cit. a p. 31).
- [46] E Stålberg. «Macro EMG, a new recording technique.» In: *Journal of Neurology, Neurosurgery & Psychiatry* 43.6 (1980), pp. 475–482 (cit. a p. 31).
- [47] Dario Farina, Corrado Cescon e Roberto Merletti. «Influence of anatomical, physical, and detection-system parameters on surface EMG». In: *Biological cybernetics* 86.6 (2002), pp. 445–456 (cit. alle pp. 31, 32).
- [48] Carlo J De Luca. «Myoelectrical manifestations of localized muscular fatigue in humans.» In: *Critical reviews in biomedical engineering* 11.4 (1984), pp. 251–279 (cit. alle pp. 33, 34).



- [49] Wai-Hang Kwong, Jia-Qi Li, Chun-Hung Lui, Hiu-Tung Luk, King-Fung Lau, Ray Seaby e Ananda Sidarta. «Reliability and Convergent Validity of Endurance Indices Derived from Near-Infrared Spectroscopy and Electromyography during a Bilateral Hanging Task in Amateur Rock Climbers». In: *Journal of Functional Morphology and Kinesiology* 9.3 (2024), p. 161 (cit. a p. 35).
- [50] Luca Mesin, Corrado Cescon, Marco Gazzoni, Roberto Merletti e Alberto Rainoldi. «A bi-dimensional index for the selective assessment of myoelectric manifestations of peripheral and central muscle fatigue». In: *Journal of Electromyography and Kinesiology* 19.5 (2009), pp. 851–863 (cit. a p. 36).
- [51] Roberto Merletti, TM Vieira e D Farina. «Techniques for Information Extraction from the Surface EMG Signalhigh-Density Surface EMG». In: *Surface Electromyography: Physiology, Engineering, and Applications* (2016), pp. 126–157 (cit. a p. 39).
- [52] BG Lapatki, JP Van Dijk, BPC Van de Warrenburg e MJ Zwarts. «Botulinum toxin has an increased effect when targeted toward the muscle’s endplate zone: A high-density surface EMG guided study». In: *Clinical Neurophysiology* 122.8 (2011), pp. 1611–1616 (cit. a p. 41).
- [53] Alessio Gallina e Alberto Botter. «Spatial localization of electromyographic amplitude distributions associated to the activation of dorsal forearm muscles». In: *Frontiers in physiology* 4 (2013), p. 367 (cit. a p. 41).
- [54] Mónica Rojas-Martínez, MA Mañanas, JF Alonso e Roberto Merletti. «Identification of isometric contractions based on High Density EMG maps». In: *Journal of Electromyography and Kinesiology* 23.1 (2013), pp. 33–42 (cit. a p. 42).
- [55] CD Manning, TA Miller, ML Burnham, CD Murnaghan, B Calancie e P Bawa. «Recovery of human motoneurons during rotation». In: *Experimental brain research* 204 (2010), pp. 139–144 (cit. a p. 47).
- [56] Carolina Vila-Chã, Deborah Falla e Dario Farina. «Motor unit behavior during submaximal contractions following six weeks of either endurance or strength training». In: *Journal of Applied Physiology* 109.5 (2010), pp. 1455–1466 (cit. a p. 49).

- [57] Dick F Stegeman, Bert U Kleine, Bernd G Lapatki e Johannes P Van Dijk. «High-density surface EMG: Techniques and applications at a motor unit level». In: *Biocybernetics and biomedical engineering* 32.3 (2012), pp. 3–27 (cit. alle pp. 54, 76).
- [58] Roberto Merletti, Aleš Holobar e Dario Farina. «Analysis of motor units with high-density surface electromyography». In: *Journal of electromyography and kinesiology* 18.6 (2008), pp. 879–890 (cit. a p. 54).
- [59] Francesco Negro, Silvia Muceli, Anna Margherita Castronovo, Ales Holobar e Dario Farina. «Multi-channel intramuscular and surface EMG decomposition by convolutive blind source separation». In: *Journal of neural engineering* 13.2 (2016), p. 026027 (cit. a p. 55).
- [60] Dario Farina e Aleš Holobar. «Characterization of human motor units from surface EMG decomposition». In: *Proceedings of the IEEE* 104.2 (2016), pp. 353–373 (cit. a p. 55).
- [61] A Del Vecchio, A Holobar, D Falla, F Felici, RM Enoka e D Farina. «Tutorial: Analysis of motor unit discharge characteristics from high-density surface EMG signals». In: *Journal of Electromyography and Kinesiology* 53 (2020), p. 102426 (cit. alle pp. 55, 80).
- [62] Simon F Giszter. «Motor primitives—new data and future questions». In: *Current opinion in neurobiology* 33 (2015), pp. 156–165 (cit. a p. 57).
- [63] Mark L Latash. «Laws of nature that define biological action and perception». In: *Physics of Life Reviews* 36 (2021), pp. 47–67 (cit. alle pp. 59, 89).
- [64] Ali Falaki, Xuemei Huang, Mechelle M Lewis e Mark L Latash. «Motor equivalence and structure of variance: Multi-muscle postural synergies in Parkinson’s disease». In: *Experimental brain research* 235.7 (2017), pp. 2243–2258 (cit. alle pp. 59, 60).
- [65] Mark L Latash. «One more time about motor (and non-motor) synergies». In: *Experimental Brain Research* 239.10 (2021), pp. 2951–2967 (cit. alle pp. 59, 89).

- [66] Shirin Madarshahian e Mark L Latash. «Synergies at the level of motor units in single-finger and multi-finger tasks». In: *Experimental Brain Research* 239 (2021), pp. 2905–2923 (cit. alle pp. 61, 89).
- [67] Shirin Madarshahian e Mark L Latash. «Reciprocal and coactivation commands at the level of individual motor units in an extrinsic finger flexor–extensor muscle pair». In: *Experimental Brain Research* 240.1 (2022), pp. 321–340 (cit. alle pp. 61, 89, 91).
- [68] Giacinto Luigi Cerone e Marco Gazzoni. «A wireless, minaturized multi-channel sEMG acquisition system for use in dynamic tasks». In: *2017 IEEE Biomedical Circuits and Systems Conference (BioCAS)*. IEEE. 2017, pp. 1–4 (cit. a p. 67).
- [69] Nathalie van Beek, Dick F Stegeman, Josien C van den Noort, DirkJan HEJ Veeger e Huub Maas. «Activity patterns of extrinsic finger flexors and extensors during movements of instructed and non-instructed fingers». In: *Journal of electromyography and kinesiology* 38 (2018), pp. 187–196 (cit. a p. 69).
- [70] GL Cerone, A Giangrande, M Ghislieri, M Gazzoni, H Piitulainen e A Botter. «Design and validation of a wireless body sensor network for integrated EEG and HD-sEMG acquisitions». In: *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering* 30 (2022), pp. 61–71 (cit. a p. 71).
- [71] Aleš Holobar e Damjan Zazula. «Gradient convolution kernel compensation applied to surface electromyograms». In: *International Conference on Independent Component Analysis and Signal Separation*. Springer. 2007, pp. 617–624 (cit. a p. 75).
- [72] Ales Holobar e Damjan Zazula. «Multichannel blind source separation using convolution kernel compensation». In: *IEEE Transactions on Signal Processing* 55.9 (2007), pp. 4487–4496 (cit. a p. 75).
- [73] Vojko Glaser e Aleš Holobar. «Motor unit identification from high-density surface electromyograms in repeated dynamic muscle contractions». In: *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering* 27.1 (2018), pp. 66–75 (cit. a p. 79).

- [74] Taian MM Vieira, Ian D Loram, Silvia Muceli, Roberto Merletti e Dario Farina. «Recruitment of motor units in the medial gastrocnemius muscle during human quiet standing: is recruitment intermittent? What triggers recruitment?» In: *Journal of neurophysiology* 107.2 (2012), pp. 666–676 (cit. a p. 82).
- [75] Shirin Madarshahian e Mark L Latash. «Effects of hand muscle function and dominance on intra-muscle synergies». In: *Human Movement Science* 82 (2022), p. 102936 (cit. alle pp. 89, 91).