



Politecnico di Torino

Corso di Laurea Magistrale in Ingegneria Biomedica

Tesi di Laurea Magistrale

**Strategia neurale o adattamento muscolare:
quale meglio spiega la differenza tra sessi in
arrampicata sportiva?**

Relatori:

Prof. Taian Martins Vieira

Prof.ssa Beatriz Bachero Mena

Candidata:

Kamila Pstrag

Anno Accademico 2024/2025

Indice

1	Abstract	5
2	Sommario	8
3	Razionale dello studio	11
4	Obiettivo dello studio	14
5	La disciplina dell'arrampicata	15
5.1	Tipologie di scalata	16
5.2	Dal Bouldering al Multi-Pitch: tipologie di prese e di tecniche	21
5.3	Scale dei gradi di arrampicata	28
6	Muscoli, Unità Motorie e Sistema Nervoso nel Climbing: basi anatomiche e neuromuscolari	30
6.1	Muscoli coinvolti: Anatomia e Funzione	31
6.1.1	Principali gruppi muscolari coinvolti	31
6.1.2	Meccanismi di attivazione muscolare specifici nel climbing	33
6.2	Le Unità Motorie (MU)	34
7	Fattori anatomici e fisiologici che influenzano la performance nell'arrampicata sportiva	36
7.1	Caratteristiche antropometriche e composizione corporea	37
7.2	Forza e resistenza muscolare	38
7.3	Flessibilità e mobilità articolare	39
7.4	Capacità aerobica e risposte metaboliche	40
7.5	Fattori neuromuscolari e coordinativi	42
7.6	Implicazioni per l'allenamento	44

8	Differenze fisiologiche e neuromuscolari tra uomini e donne nella performance arrampicatoria	47
8.1	Caratteristiche antropometriche	48
8.2	Forza e resistenza muscolare	49
8.3	Capacità aerobica e metabolica	50
8.4	Flessibilità e mobilità articolare	51
8.5	Fattori neuromuscolari e coordinativi	53
8.6	Sintesi finale	57
9	Affaticamento muscolare: meccanismi fisiologici e applicazio- ni all'arrampicata sportiva	58
9.1	Meccanismi fisiologici dell'affaticamento	58
9.2	Specificità e fattori dell'affaticamento nell'arrampicata sportiva	63
9.3	Differenze tra sessi nello sviluppo dell'affaticamento nell'arrampicata	65
10	Elettromiografia: tecniche, utilizzi e implementazioni	68
10.1	Decomposizione dell'HD-EMG	72
10.2	Problemi e sfide legate alla decomposizione dell'HD-EMG . . .	74
10.3	Strumenti per l'HD-EMG: MEACS	77
11	Sinergie Muscolari e Modes	80
11.1	Estrazione delle Modes	80
12	Metodi	84
12.1	Partecipanti	84
12.2	Protocollo sperimentale	84
12.3	Strumentazione per l'acquisizione dei segnali	90
12.3.1	MEACS	90
12.3.2	Altri strumenti	91

12.4	Pre-processing dei segnali	93
12.5	Decomposizione segnali EMG e editing dei segnali decomposti	94
12.6	Analisi delle Unità Motorie	103
12.7	Failure Time	103
12.7.1	Parametri di ampiezza, frequenza e variabilità	103
12.7.2	Analisi delle componenti principali (PCA)	107
12.8	Analisi statistica	110
13	Risultati	112
13.1	Analisi della performance tra sessi	113
13.1.1	Differenze antropometriche fra i sessi	113
13.1.2	Durata del compito (Failure Time)	115
13.2	Analisi delle Unità Motorie	116
13.2.1	Andamento di RMS e MDF nel tempo	116
13.2.2	Relazione tra Failure Time e MDF Slope	119
13.2.3	Frequenza di sparo media (Mean FR)	121
13.2.4	Variabilità dell'intervallo inter-spike (CoV-ISI)	122
13.2.5	Intermittenza dello sparo (Intermittency)	124
13.3	Analisi PCA dei pattern temporali di attivazione	125
13.3.1	Analisi PCA con detrend	125
13.3.2	Analisi PCA senza detrend	129
13.4	Tabelle riepilogative dei risultati	133
14	Discussione e futuri sviluppi	134
14.1	Discussione dei risultati	134
14.2	Futuri sviluppi	138
15	Conclusioni	139
	Bibliografia	140

1 Abstract

Sport climbing requires high levels of isometric strength and endurance from the finger flexor muscles. Although men typically exhibit greater maximal strength, women often show higher fatigue resistance during sustained isometric efforts. This study investigates whether differences in neuromuscular strategies can explain comparable endurance performance between sexes despite underlying physiological differences.

A total of 43 climbers participated in the study; 3 were excluded due to poor EMG signal quality. Only participants classified as *Intermediate* were considered, as there were not enough women in the *Advanced* group. For the analysis of RMS, MDF, CoV-ISI, and spike train intermittency metrics, 11 men and 8 women were included for the 20 mm hold, and 12 men and 9 women for the 30 mm hold. Each participant performed isometric hang tasks to failure on 20 mm and 30 mm crimp holds. Muscle activity was recorded using high-density surface electromyography (HD-EMG) with a 64-electrode grid placed on the forearm, and the signals were decomposed to extract motor unit (MU) spike trains.

No significant differences were found in *Failure Time* between sexes ($p = 0,411$). However, significant sex-related differences were observed in certain motor unit metrics: women exhibited higher *CoV-ISI* values ($p < 0,001$) on both holds, and significantly greater spike train intermittency on the 30 mm hold ($p = 0,019$ for sex effect; $p = 0,011$ for hold effect). These results suggest a more variable and modulated activation pattern in the female nervous system.

Additionally, the *MDF slope mean* was significantly more negative in women ($p < 0,001$), suggesting a greater recruitment of low-threshold or fatigue-resistant motor units. In contrast, the *RMS slope mean* did not differ significantly between sexes ($p = 0,238$), indicating a comparable level of overall muscular fatigue. The absence of sex differences in *Mean Firing Rate* ($p = 0,627$) further supports the interpretation that differences lie not in the intensity of neural activation, but in its temporal and spatial organization, as also highlighted by the PCA results.

Principal Component Analysis (PCA) was used to characterize the temporal activation patterns of motor units. The results from the *detrended* data, which isolates local temporal variations by removing the average signal trend, revealed significant differences in the correlation between the first two components. In female participants, this correlation was strongly negative on both holds ($R = -0,75$ at 20 mm, $R = -0,72$ at 30 mm; $p < 0,001$), suggesting an alternating and distributed activation strategy over time. In male participants, the correlation was weaker or even positive ($R = -0,22$, $p = 0,028$ at 20 mm; $R = 0,22$, $p = 0,031$ at 30 mm), indicating less flexibility and synergy between dominant motor trajectories.

The analysis on *non-detrended* data, which reflects the overall trend of motor activation over time, confirmed a similar pattern. Here too, the correlation between mode 1 and mode 2 was significantly more negative in women ($R = -0,88$ and $R = -0,72$) compared to men ($R = -0,92$ and $R = -0,71$), reinforcing the evidence of increased co-activation and alternation in female motor control. While the explained variance distribution also indicated greater dominance of the first mode in men and a more balanced distribution in women, it is primarily the correlation dynamics that point to a more flexible and synergistic control strategy in the female group.

Despite similar task durations, these findings indicate that women adopt

distinct neuromuscular strategies, characterized by greater temporal variability and distributed MU activation. This supports the hypothesis that women rely more on fatigue-resistant motor units and compensatory neural mechanisms to maintain performance. These results provide new insights into sex-based differences in isometric endurance and may inform the development of sex-specific training strategies in climbing and similar sports.

2 Sommario

L'arrampicata sportiva richiede elevati livelli di forza ed endurance isometrica da parte dei flessori delle dita. Sebbene gli uomini presentino in genere una forza massima superiore, le donne mostrano spesso una maggiore resistenza alla fatica durante sforzi isometrici prolungati. Il presente studio indaga se differenze nelle strategie neuromuscolari possano spiegare performance di endurance simili tra i sessi, nonostante differenze fisiologiche di base.

Hanno partecipato allo studio 43 climber; 3 soggetti sono stati esclusi per la bassa qualità del segnale EMG. Sono stati considerati solo i partecipanti appartenenti alla categoria *Intermediate*, poiché nel gruppo *Advanced* non era presente un numero sufficiente di donne. Per l'analisi delle metriche RMS, MDF, CoV-ISI e dell'intermittenza dello sparo, sono stati inclusi 11 uomini e 8 donne per la presa da 20 mm e 12 uomini e 9 donne per la presa da 30 mm. Ogni partecipante ha eseguito sospensioni isometriche fino al cedimento su prese da 20 mm e 30 mm in presa crimp. L'attività muscolare è stata registrata tramite elettromiografia di superficie ad alta densità (HD-EMG) utilizzando una griglia di 64 elettrodi posizionata sull'avambraccio, e i segnali sono stati decomposti per estrarre i treni di spike delle unità motorie (MU).

Non sono emerse differenze significative nel *Failure Time* tra i sessi ($p = 0,411$). Tuttavia, sono state riscontrate differenze significative in alcune metriche a livello di unità motoria: le donne hanno presentato valori più elevati di *CoV-ISI* ($p < 0,001$) su entrambe le prese, e un'intermittenza significativamente maggiore sulla presa da 30 mm ($p = 0,019$ per l'effetto sesso; $p = 0,011$ per l'effetto presa). Tali risultati suggeriscono un comportamento di attivazione più modulato e variabile da parte del sistema nervoso femminile.

Inoltre, la *MDF slope mean* è risultata significativamente più negativa nelle donne ($p < 0,001$), indicando un maggiore reclutamento di unità motorie a soglia bassa o più resistenti alla fatica. Al contrario, la *RMS slope mean* non ha mostrato differenze significative tra i sessi ($p = 0,238$), suggerendo un grado di affaticamento globale simile. L'assenza di differenze nel *Mean Firing Rate* ($p = 0,627$) rafforza l'interpretazione che la divergenza tra i sessi non risieda nell'intensità dell'attivazione neurale, bensì nella sua organizzazione temporale e spaziale, come ulteriormente evidenziato dalle analisi PCA.

L'analisi delle componenti principali (PCA) è stata impiegata per caratterizzare i pattern temporali di attivazione delle unità motorie. I risultati con segnale *detrendato*, che isola le variazioni temporali locali rimuovendo l'andamento medio del segnale, hanno mostrato differenze significative nella correlazione tra le prime due componenti. Nei soggetti femminili, tale correlazione era fortemente negativa in entrambe le prese ($R = -0,75$ per la presa da 20 mm, $R = -0,72$ per la 30 mm; $p < 0,001$), suggerendo una strategia di attivazione alternata e distribuita delle MU nel tempo. Nei soggetti maschili, invece, la correlazione era più debole o positiva ($R = -0,22$ con $p = 0,028$ a 20 mm; $R = 0,22$ con $p = 0,031$ a 30 mm), indicando una minore flessibilità e sinergia tra le traiettorie motorie principali. L'analisi *senza detrend*, che riflette l'andamento complessivo dell'attivazione motoria nel tempo, ha confermato una tendenza analoga. Anche in questo caso la correlazione tra mode 1 e 2 era significativamente più negativa nelle donne ($R = -0,88$ e $R = -0,72$) rispetto agli uomini ($R = -0,92$ e $R = -0,71$), rafforzando l'evidenza di una maggiore co-attivazione e alternanza nel controllo motorio femminile. Anche la distribuzione della varianza spiegata suggerisca una maggiore dominanza della prima moda nei maschi e una ripartizione più equa nelle donne, è soprattutto la dinamica di correlazione tra le componenti a indicare un controllo motorio più flessibile e sinergico nel gruppo femminile.

Nonostante tempi di task simili, questi risultati indicano che le donne adottano strategie neuromuscolari differenti, caratterizzate da una maggiore variabilità e distribuzione temporale dell'attività delle MU. Ciò supporta l'ipotesi che le donne facciano maggior affidamento su unità motorie resistenti alla fatica e meccanismi neurali compensativi per mantenere la performance. Questi risultati offrono nuove prospettive sulle differenze di genere nell'endurance isometrica e possono guidare lo sviluppo di strategie di allenamento specifiche per sesso nell'arrampicata e in sport simili.

3 Razionale dello studio

L'arrampicata sportiva è una disciplina complessa che richiede elevati livelli di forza, resistenza e controllo motorio, sollecitando intensamente i flessori delle dita attraverso contrazioni isometriche sostenute. Diversi studi hanno evidenziato come gli arrampicatori esperti mostrino una maggiore resistenza alla fatica rispetto a soggetti meno allenati, suggerendo adattamenti neuromuscolari specifici negli arti superiori [1] [2] [3].

In questa direzione, Vieira et al. (2024) hanno osservato che, durante compiti di sospensione, gli arrampicatori esperti presentano variazioni meno marcate dei descrittori mioelettrici della fatica (MDF), localizzate in regioni circoscritte dell'avambraccio. Tali risultati indicano un ruolo predominante degli adattamenti strutturali rispetto a strategie di reclutamento alternato [4]. In effetti, è ben noto che il tasso con cui cambiano i descrittori EMG durante un compito di resistenza rappresenta un indice di suscettibilità muscolare alla fatica [5] [6].

Grazie all'uso di EMG ad alta densità (HD-EMG), è inoltre possibile tenere conto delle differenze interindividuali nella dimensione muscolare e delle eterogeneità nell'attivazione muscolare, soprattutto nella regione dell'avambraccio, dove le variazioni del MDF sono risultate molto variabili tra soggetti [4]. Il presente studio intende quindi esplorare se simili adattamenti possano anche spiegare le differenze tra sessi nell'endurance degli arrampicatori. La letteratura mostra infatti che, nelle contrazioni isometriche prolungate, le donne tendono a resistere maggiormente alla fatica rispetto agli uomini [7] [8] [9] [10] [11] [12], ponendo le basi per investigare possibili differenze neuromuscolari legate al sesso e le loro implicazioni sulla performance.

Le differenze tra uomini e donne in prestazione e affaticamento rappresentano un tema centrale nell'arrampicata, dove forza relativa, resistenza ed efficienza neuromuscolare sono determinanti. Sebbene gli uomini abbiano una forza massimale superiore, ciò non garantisce un vantaggio, poiché nelle contrazioni isometriche prolungate le donne mostrano una maggiore resistenza, attribuita a una più alta percentuale di fibre di tipo I, minore pressione arteriosa e migliore efficienza metabolica [8, 7, 9, 10, 11, 13].

Sul piano neuromuscolare, i risultati più recenti evidenziano un pattern coerente tra diversi muscoli, con una maggiore frequenza di sparo delle MU nelle donne rispetto agli uomini a bassi livelli di contrazione. Lecce et al. (2024), analizzando il biceps brachii, hanno riscontrato una frequenza di sparo più elevata per le MU ad alta soglia negli uomini e per le MU a bassa soglia nelle donne [14]. Guo et al. (2022) hanno evidenziato una maggiore frequenza di sparo femminile nel vasto laterale al 10% e 25% MVC [15]. Inglis e Gabriel (2020) osservano un incremento maggiore della frequenza di sparo nei maschi sopra il 40% MVC, con valori superiori a quelli femminili al 100% MVC [16]. Anche Peng et al. (2018) e Parra et al. (2020) riportano frequenze di sparo femminili superiori, durante una rampa dal 7.5% al 75% MVC, e nel first dorsal interosseus al 10% e 70% MVC suggerendo strategie di attivazione differenti tra i sessi [17] [18]. Coerentemente, Nishikawa et al. (2024) ha osservato, nel FDI, frequenze di sparo significativamente maggiori nelle donne rispetto agli uomini a 10, 30 e 60% MVC, accompagnate da soglie di reclutamento più elevate e un pattern di attivazione simmetrico tra le mani [19].

In questo studio trasversale abbiamo analizzato le variazioni temporali del potenziale d'azione e delle proprietà di sparo delle unità motorie (MU) mentre arrampicatori e arrampicatrici mantenevano attivamente una sospensione isometrica fino al cedimento.

I dati relativi alle MU sono stati ottenuti tramite decomposizione di segnali HD-EMG registrati dai muscoli flessori delle dita, con l'obiettivo di chiarire se le differenze osservate nella resistenza femminile siano attribuibili ad adattamenti fisiologici, strategie neurali, o a una combinazione di entrambi. L'adattamento fisiologico, inteso come una maggiore resistenza alla fatica, è stato valutato attraverso le modifiche nei descrittori EMG rilevati durante il compito di sospensione [4]. Se ciò fosse confermato, ci si aspetterebbe che i potenziali d'azione delle MU nelle donne mostrino una diminuzione della componente spettrale e dell'ampiezza rispetto agli uomini. Per strategie neurali si intende invece il controllo del rate coding nei due sessi. In tal caso, ci si attendono differenze di sesso nei pattern di sparo, con le donne che mostrerebbero una variazione asincrona (out-of-phase) nell'attività delle MU [6] [20] [21] [22] o un maggiore ricorso precoce al reclutamento di MU resistenti alla fatica [15]. I nostri risultati indicano che sono le strategie neurali, più che gli adattamenti fisiologici, a rappresentare il meccanismo distintivo nelle differenze di endurance tra uomini e donne, con un comportamento opposto nel rate coding delle MU nei due gruppi.

4 Obiettivo dello studio

L'obiettivo principale del presente studio è analizzare le differenze neuromuscolari e strutturali tra uomini e donne nell'arrampicata sportiva, durante compiti di sospensione isometrica su prese (crimp) di diverso spessore. Nel contesto specifico dell'arrampicata, caratterizzato da elevate richieste di forza relativa, le donne tendono a mostrare livelli di endurance comparabili agli uomini, che mostrano una maggior forza assoluta, indicando possibili adattamenti compensativi di tipo neuromuscolare o strutturale [9].

A tal fine, utilizziamo l'elettromiografia ad alta densità (HD-EMG) e la sua decomposizione per analizzare le unità motorie (MU) e indagare possibili differenti adattamenti di tipo strutturale o neuromuscolare (reclutamento motorio). L'analisi si basa su descrittori come la frequenza mediana (MDF), l'intensità del segnale (RMS), il firing rate, la variabilità dell'intervallo interspike (CoV-ISI), l'intermittenza del firing e i pattern temporali dei modes mediante PCA, con l'obiettivo di caratterizzare in modo dettagliato le strategie di attivazione e comprendere le differenze fisiologiche e neuromuscolari legate al sesso in condizioni di sforzo isometrico elevato come quello dell'arrampicata.

5 La disciplina dell'arrampicata

L'arrampicarsi è un comportamento radicato nella nostra storia evolutiva, un'eredità che, seppur in misura minore, condividiamo con i nostri “cugini” evolutivi: le scimmie. Ad oggi l'arrampicata è una disciplina sportiva con diversi stili e specialità, tutti richiedenti grande forza, coordinazione, flessibilità e resistenza, sia fisica che mentale. Essendo uno sport che richiede un elevato sforzo biomeccanico e impone un'alta sollecitazione fisiologica e muscolare, con un conseguente affaticamento significativo, risulta di particolare interesse studiarne la biomeccanica e l'attività elettromiografica, in particolare della muscolatura dell'avambraccio e più nello specifico dei flessori delle dita.

Un aspetto ancora poco esplorato, ma di grande interesse scientifico e applicativo, riguarda le differenze tra uomini e donne nelle strategie neuromuscolari adottate durante l'arrampicata, specialmente per quanto riguarda la gestione della fatica muscolare durante contrazioni isometriche prolungate, tipiche delle sospensioni su prese di diverso spessore.

Questo studio si propone pertanto di indagare in maniera approfondita queste differenze, con particolare attenzione all'analisi dei segnali EMG dei muscoli flessori delle dita. Comprendere come il sesso possa influenzare le strategie motorie e la gestione della fatica in arrampicata potrebbe infatti fornire informazioni preziose per ottimizzare l'allenamento e la preparazione atletica, personalizzando interventi specifici per uomini e donne.

5.1 Tipologie di scalata

Come accennato precedentemente, l'arrampicata prevede diverse specialità che si possono suddividere nelle seguenti macrocategorie:

- Arrampicata su vie brevi

- **Lead** (Figura 1): ascesa con chiodatura in parete e rinvii in cui inserire la corda (indoor o outdoor)



Figura 1: Arrampicata indoor su strapiombo in modalità lead climbing

- **Bouldering** (Figura 2): senza corda, su pareti di altezza tendenzialmente non superiore ai 5 m (indoor o outdoor)



Figura 2: Arrampicata indoor su parete strapiombante in modalità bouldering

- **Speed** (Figura 3): arrampicata di velocità con autobelay (autoassicuratore)



Figura 3: Arrampicata sportiva indoor in modalità speed climbing

- **Deep water soloing** (Figura 4): senza corda sopra l'acqua



Figura 4: Arrampicata Deep Water Soloing (DWS) su parete naturale sopra il mare

- Arrampicata su vie lunghe

- **Multi-pitch** (Figura 5): sportivo (con protezioni fisse) o trad (con protezioni amovibili come nut e friend), ascesa tra i 50 e i 1000 m circa



Figura 5: Arrampicata multi-pitch su parete rocciosa, con gestione delle soste e progressione a tiri

- **Big Wall** (Figura 6): ascesa di più giorni su pareti eccezionalmente lunghe come El Capitan



Figura 6: Arrampicata su parete di tipo big wall

- Arrampicata senza protezioni o con protezioni temporanee

- **Trad** (Figura 7): ascesa con protezioni amovibili



Figura 7: Protezioni mobili per l'arrampicata tradizionale: attrezzatura personale con friend e nut (sinistra) e inserimento di un cam (destra)

- **Free solo** (Figura 8): ascesa senza protezioni

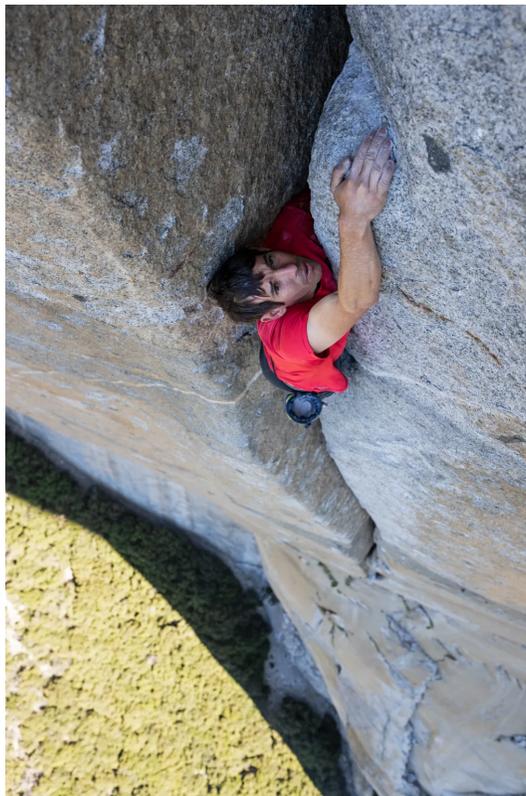


Figura 8: Arrampicata in free solo: progressione su parete senza alcuna protezione

- Arrampicata con piccozze e ramponi

- **Su Ghiaccio** (Figura 9)



Figura 9: Arrampicata su ghiaccio in ambiente naturale, con attrezzatura tecnica specifica

- **Dry tooling** (Figura 10): medesima attrezzatura ma su roccia



Figura 10: Arrampicata su roccia in dry tooling, con utilizzo di attrezzi tecnici

– **Mista** (Figura 11): ghiaccio e roccia



Figura 11: Arrampicata mista (mixed climbing) su parete di roccia con tratti ghiacciati

5.2 Dal Bouldering al Multi-Pitch: tipologie di prese e di tecniche

Nell'arrampicata la difficoltà di un tracciato è data in gran parte dalla tipologia di prese presenti, dal loro orientamento e disposizione. A ogni configurazione del percorso corrispondono differenti richieste biomeccaniche e tecniche, tradotte in gradi di difficoltà ben distinti.

Tra le principali tipologie di prese troviamo:

- **Jug (Maniglia)** (Figura 12)

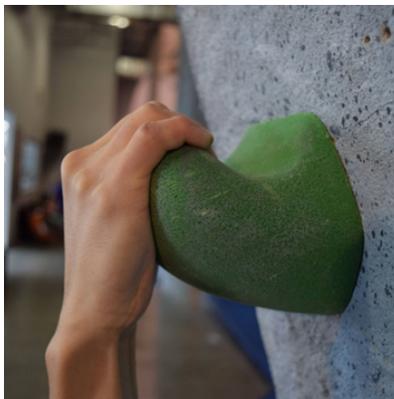


Figura 12: Presa di tipo Jug (Maniglia)

- Slope (Appoggio) (Figura 13)



Figura 13: Presa di tipo Slope (Appoggio)

- Crimp (Tacca) (Figura 14)



Figura 14: Presa di tipo Crimp (Tacca)

- **Pocket (Buca: monodito, bidito, tridito o quadridito)** (Figura 15)



Figura 15: Presa di tipo Pocket (Buca: monodito, bidito, tridito, quadridito)

- **Pinch (Pinza)** (Figura 16)



Figura 16: Presa di tipo Pinch (Pinza)

- **Volumes (Volumi)** (Figura 17)



Figura 17: Presa di tipo Volumes (Volumi)

- **Crack (Fessura)** (Figura 18)



Figura 18: Presa di tipo Crack (Fessura)

Anche il tipo di trazione si distingue in differenti tecniche:

- **Sidepull (Laterale)** (Figura 19)



Figura 19: Trazione di tipo Sidepull (Laterale)

- **Undercling (Invertita)** (Figura 20)



Figura 20: Trazione di tipo Undercling (Invertita)

- **Downpull (Verticale)** (Figura 21)



Figura 21: Trazione di tipo Downpull (Verticale)

- **Gaston (In Opposizione)** (Figura 22)



Figura 22: Trazione di tipo Gaston (In Opposizione)

Altro fondamentale è il posizionamento dei piedi, è necessario soprattutto utilizzare correttamente la punta delle scarpette (edge) (Figura 23).



Figura 23: Edging corretto

Tra le tecniche più avanzate possiamo trovare:

- **Smearing (Spalmaggio)** (Figura 24)



Figura 24: Tecnica di smearing (spalmaggio) su superficie liscia e angolata

- **Toe Hook (Aggancio di punta)** (Figura 25)

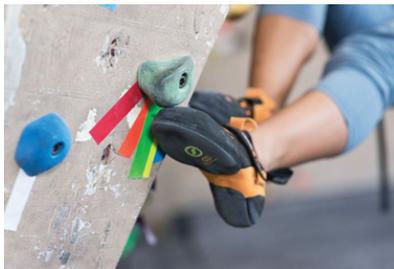


Figura 25: Toe Hook (Aggancio di punta)

- **Heel Hook (Tallonaggio)** (Figura 26)



Figura 26: Heel Hook (Tallonaggio)

5.3 Scale dei gradi di arrampicata

La valutazione della difficoltà in arrampicata avviene attraverso sistemi di classificazione, codificati in maniera diversa a seconda delle differenze geografiche e storiche nell'evoluzione dell'arrampicata sportiva. Esistono infatti diverse scale per classificare i gradi di difficoltà, tra le quali le più diffuse sono la Francese, la UIAA e la Yosemite Decimal System (YDS), come illustrato nella tabella sottostante (Figura 27):

Francia	UIAA	YDS	GB		AUS	Livello
1	I	5	3a			Novizio
2	II	5.1/5.2	3b		11	
3	III	5.3/5.4	3c		12	
4a	IV	5.5	4a	VD	13	
4b	IV+	5.6	4b	S	14	Principiante
4c	V	5.7	4c	HS	15	
5a	V+	5.8		VS	16	
5b	VI-	5.9	5a	HVS	17	Intermedio
5c	VI	5.10a		E1	18	
6a	VI+	5.10b	5b		19	
6a+	VII-	5.10c		E2	20	
6b	VII	5.10d	5c		21	Avanzato
6b+	VII+	5.11a		E3	22	
6c	VIII-	5.11b			23	
6c+	VIII	5.11c	6a	E4	24	
7a	VIII+	5.11d			25	Esperto
7a+	IX-	5.12a		E5	26	
7b	IX-/IX	5.12b	6b			
7b+	IX	5.12c		E6	27	
7c	IX/IX+	5.12d	6c		28	Super Esperto
7c+	IX+	5.13a		E7	29	
8a	IX+/X-	5.13b				Elite
8a+	X-	5.13c	7a		30	
8b	X	5.13d		E8	31	Elite
8b+	X+	5.14a			32	
8c	X+/XI-	5.14b	7b		33	
8c+	XI-	5.14c		E9	34	Super Elite
9a	XI	5.14d	7c		35	
9a+	XI+	5.15a			36	
9b	XII-	5.15b			37	
9b+	XII	5.15c			38	Alieno
9c	XII+	5.15d			39	

Figura 27: Equivalenze tra sistemi di classificazione della difficoltà nell'arrampicata

A causa dell'elevato numero di classificazioni esistenti, di cui molte non citate, talvolta può risultare difficoltoso tabulare oggettivamente il grado di difficoltà di una via di arrampicata [23].

Anche per l'arrampicata boulder esistono diverse classificazioni dei gradi di difficoltà (Figura 28), le due più comuni sono:

Hueco	Fontainebleau	Livello
VB	3	Novizio
V0-	4-	
V0	4	
V0+	4+	Principiante
V1	5	
V2	5+	
V3	6A	Intermedio
	6A+	
V4	6B	
	6B+	Avanzato
V5	6C	
	6C+	
V6	7A	Esperto
V7	7A+	
V8	7B	
	7B+	
V9	7C	Super Esperto
V10	7C+	
V11	8A	
V12	8A+	
V13	8B	Elite
V14	8B+	
V15	8C	
V16	8C+	
V17	9A	

Figura 28: Equivalenze tra i gradi di difficoltà nel bouldering secondo le scale Hueco e Fontainebleau

6 Muscoli, Unità Motorie e Sistema Nervoso nel Climbing: basi anatomiche e neuromuscolari

Nel precedente capitolo è stata presentata la disciplina sportiva dell'arrampicata, le sue caratteristiche, tecniche e gradi di difficoltà. Risulta ora necessario andare ad approfondire maggiormente l'aspetto anatomico e neuromuscolare per comprendere la biomeccanica e la fisiologia dello sport. Infatti, il sistema neuromuscolare e, in particolare, i muscoli flessori delle dita, sono sottoposti a un significativo sforzo durante task quali le sospensioni isometriche su prese di diverso spessore. Tale esercizio è comunemente utilizzato nell'arrampicata sportiva per incrementare forza ed endurance degli atleti ed è specificamente analizzato nel presente studio.

In questo capitolo verranno analizzati dettagliatamente i muscoli principali coinvolti nell'arrampicata, focalizzandosi prevalentemente sui flessori delle dita e sui muscoli ausiliari dell'avambraccio. Le differenze strutturali e funzionali tra uomini e donne saranno poi esplorate in un capitolo successivo, ponendo particolare attenzione alle caratteristiche anatomiche generali, alle capacità di sviluppo della forza (sia assoluta che relativa) e alla composizione delle fibre muscolari.

Successivamente, si discuteranno le unità motorie (MU) e il loro ruolo essenziale nella gestione delle contrazioni muscolari e delineando brevemente i principi di reclutamento.

6.1 Muscoli coinvolti: Anatomia e Funzione

6.1.1 Principali gruppi muscolari coinvolti

L'arrampicata sportiva richiede l'attivazione coordinata e intensa di diversi gruppi muscolari. I muscoli maggiormente coinvolti e studiati in questo contesto sono quelli deputati alla presa e alla stabilizzazione della mano e del polso.

In particolare, i flessori delle dita, ovvero il **Flexor Digitorum Superficialis (FDS)** e il **Flexor Digitorum Profundus (FDP)**, riportati in (Figura 29), svolgono un ruolo essenziale. Studi elettromiografici (EMG) hanno dimostrato che questi muscoli mantengono livelli di attivazione elevati e costanti durante task isometrici quali le sospensioni su prese di varia dimensione [24] [25] [26].

In concomitanza ai flessori delle dita, anche il muscolo **Brachioradialis (BR)**, riportato in (Figura 29), gioca un ruolo significativo, specialmente durante movimenti più dinamici come trazioni e abbassamenti. Possiede inoltre un ruolo fondamentale assieme al **Biceps Brachii (BB)**, riportato in (Figura 29), di stabilizzazione dell'articolazione del gomito [24].

MUSCOLI DELL'AVAMBRACCIO ANTERIORE

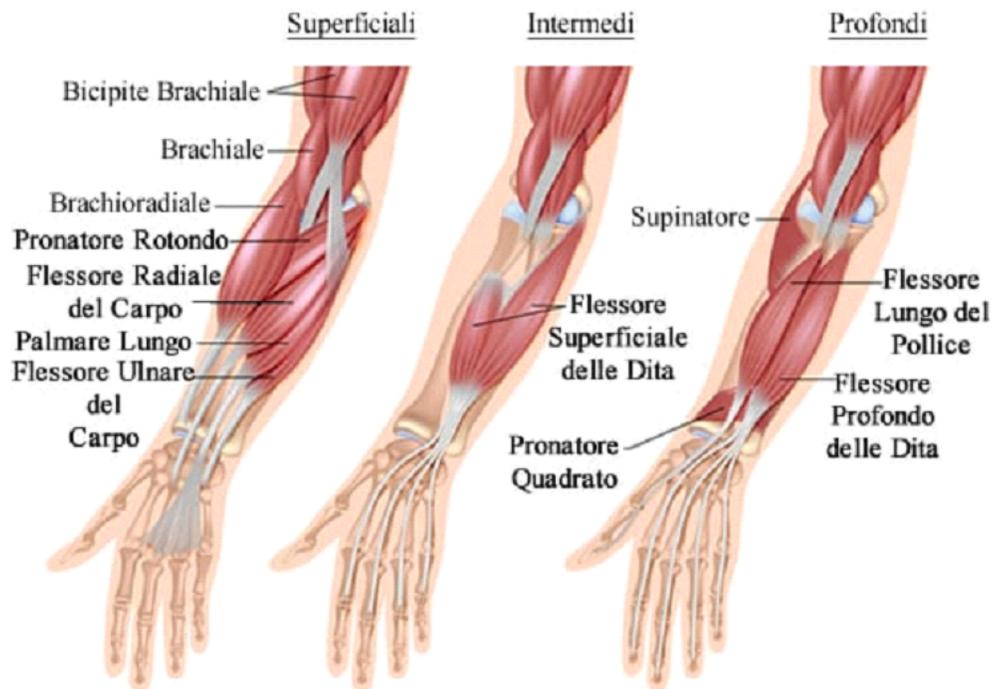


Figura 29: Muscolatura dell'avambraccio

Infine, anche altri muscoli minori della mano, come gli **interossei**, riportati in (Figura 30), contribuiscono, anche se in misura minore ma importante, alla stabilizzazione della presa e alla precisione del movimento [24].

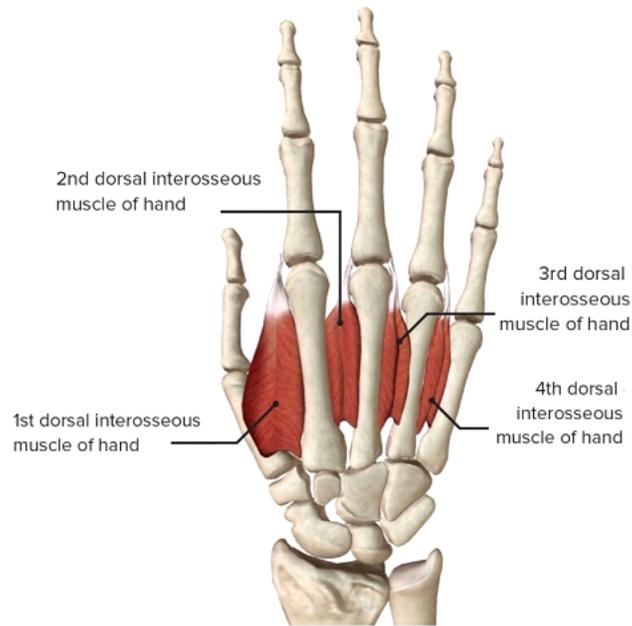


Figura 30: Muscoli interossei della mano

6.1.2 Meccanismi di attivazione muscolare specifici nel climbing

L'attività muscolare nell'arrampicata è caratterizzata da sospensioni prolungate su prese di vario spessore, quindi prevalentemente da contrazioni isometriche intense e intermittenti. Questa specifica tipologia di contrazione muscolare impone una grande richiesta sul sistema neuromuscolare, richiedendo strategie di reclutamento motorio mirate e precise per garantire una sufficiente forza e stabilità durante il mantenimento della posizione.

In particolare, è stato osservato che durante le sospensioni isometriche, la strategia neuromuscolare degli arrampicatori esperti è orientata verso una prevalenza funzionale di unità motorie rapide resistenti (fast resistant), capaci di generare una forza elevata mantenendo al contempo una buona resistenza alla fatica [25]. Questo tipo di adattamento consente una gestione più efficiente della forza muscolare e contribuisce a ritardare la comparsa della

fatica durante attività intense e sostenute [25] [26]. Le tipologie prevalenti di unità motorie presenti negli arrampicatori a seguito di questi adattamenti verranno discusse nel prossimo paragrafo.

6.2 Le Unità Motorie (MU)

Le MU costituiscono l'elemento finale della via che il sistema nervoso centrale utilizza per trasformare segnali neurali in forza meccanica, generando così il movimento. Un'unità motoria è composta da un motoneurone alfa, dal suo assone e da tutte le fibre muscolari che esso innerva [27] [28]. Per comprendere il controllo della forza e del movimento è fondamentale comprendere la funzionalità delle MU.

Le unità motorie vengono tipicamente classificate sulla base delle proprietà meccaniche e metaboliche delle fibre muscolari che le costituiscono. La classificazione più funzionale identifica tre principali categorie [28] [27]:

- **Slow (tipo S)**: caratterizzate da fibre lente, con bassa forza contrattile ma elevata resistenza alla fatica, prevalentemente aerobiche, reclutate durante attività prolungate di bassa intensità. Possiedono una soglia di reclutamento bassa (low threshold).
- **Fast Fatigue Resistant (tipo FR)**: fibre muscolari rapide che generano una forza intermedia, dotate di buona resistenza alla fatica grazie a proprietà metaboliche miste (aerobiche e anaerobiche), con soglie di reclutamento intermedie.

- **Fast Fatigable (tipo FF)**: fibre rapide che sviluppano alti livelli di forza, prevalentemente anaerobiche, ma con bassa resistenza alla fatica, attivate soprattutto in contrazioni brevi e intense ad alta intensità. Possiedono una soglia di reclutamento alta (high threshold).

Il reclutamento delle unità motorie segue generalmente il "principio delle dimensioni" (size principle), formulato da Elwood Henneman, secondo il quale le unità più piccole e meno potenti (low threshold, slow) vengono reclutate per prime durante contrazioni di intensità minore; con l'aumentare della richiesta di forza, vengono progressivamente coinvolte unità motorie più grandi (high threshold, FR e FF), che possiedono soglie di attivazione maggiori [27] [28]. Tuttavia, è importante sottolineare che questo principio vale solo quando le unità motorie ricevono un input sinaptico comune e omogeneo. In contesti motori complessi, come l'arrampicata, il reclutamento può deviare da questa sequenza ordinata a causa dell'influenza di fattori centrali e coordinativi, come l'organizzazione sinergica.

Oltre al reclutamento, la modulazione della forza muscolare avviene anche attraverso la variazione della frequenza di scarica dei motoneuroni, ovvero il numero di impulsi nervosi trasmessi nell'unità di tempo. Combinando il reclutamento sequenziale e la modulazione della frequenza si ottiene un controllo fine e graduale della forza muscolare generata [27] [28].

Per studiare il reclutamento e il comportamento neuromuscolare delle MU si utilizzano tecniche elettrofisiologiche come l'elettromiografia (EMG) o elettromiografia ad alta densità (HD-EMG) che permettono di caratterizzare accuratamente l'attività dei muscoli e che verranno approfondite successivamente.

7 Fattori anatomici e fisiologici che influenzano la performance nell'arrampicata sportiva

L'arrampicata è uno sport complesso che necessita la combinazione di diverse abilità come la resistenza e la forza ma anche flessibilità, potenza esplosiva e adattamenti neuromuscolari specifici. La popolarità di questo sport è in crescita, tanto da aver fatto la sua prima apparizione come disciplina olimpionica ai Giochi Olimpici del 2020 di Tokyo, posticipati al 2021 causa pandemia COVID-19. Risulta quindi di particolare interesse per la comunità scientifico-sportiva identificare i principali determinanti fisiologici e antropometrici che influenzano la performance in questa disciplina. Comprendere quali fattori possano massimizzare le prestazioni è fondamentale sia per gli atleti che per i loro allenatori e preparatori fisici.

Studi precedenti hanno evidenziato che le prestazioni in arrampicata sono significativamente influenzate da diversi fattori anatomici e fisiologici, quali la composizione corporea, la forza degli arti superiori e delle dita, la resistenza della muscolatura coinvolta, la capacità aerobica e la coordinazione motoria. Tuttavia, la relativa importanza di ciascuno di questi elementi è oggetto di dibattito e varia anche in funzione del livello degli atleti, della modalità di arrampicata praticata e del sesso degli individui analizzati [29] [30] [31].

7.1 Caratteristiche antropometriche e composizione corporea

Le caratteristiche antropometriche e la composizione corporea rappresentano elementi fondamentali per il successo nell'arrampicata sportiva. Numerosi studi hanno dimostrato come una bassa percentuale di massa grassa possa conferire un significativo vantaggio, consentendo un miglior rapporto forza-peso, essenziale nell'esecuzione dei movimenti verticali. Watts et al.(2004) hanno osservato che gli arrampicatori élite tendono ad avere percentuali di grasso corporeo molto basse, intorno al 5-10 % per gli uomini e al 10-15 % per le donne, evidenziando che la riduzione del grasso corporeo migliora direttamente la capacità di sostenere il proprio peso durante le ascensioni [32].

Anche la massa corporea totale e le dimensioni corporee sono state oggetto di studio, con risultati che indicano come un peso corporeo assoluto minore risulti vantaggioso soprattutto in situazioni di arrampicata impegnativa. Un ulteriore parametro spesso analizzato è l'indice APE (rapporto tra l'apertura delle braccia e la statura), che può influenzare positivamente la capacità di raggiungere prese distanti, sebbene non costituisca necessariamente un requisito imprescindibile per raggiungere livelli elevati di performance [30].

Infine, anche le dimensioni corporee e la statura sembrano giocare un ruolo significativo, con arrampicatori generalmente caratterizzati da una statura moderata e proporzioni corporee che consentono di massimizzare il rapporto forza-peso e l'efficienza dei movimenti. È tuttavia importante sottolineare che questi parametri antropometrici devono essere considerati in combinazione con le altre capacità fisiche e fisiologiche per avere un quadro completo e funzionale della prestazione arrampicatoria [31].

7.2 Forza e resistenza muscolare

Uno dei principali determinanti fisiologici della performance nell'arrampicata sportiva è rappresentato dalla forza e dalla resistenza muscolare, in particolare a livello degli avambracci, delle mani e delle dita. La capacità di generare e mantenere contrazioni isometriche intense e prolungate è fondamentale per sostenere il peso corporeo durante le fasi statiche e dinamiche dell'arrampicata.

Sebbene i valori assoluti di forza della presa non risultino particolarmente elevati rispetto alla popolazione generale, il rapporto forza/massa corporea è significativamente più alto nei climber di alto livello, rappresentando un elemento chiave della loro performance fisica [32] [33]. Ginszt et al. (2023) confermano questi risultati, evidenziando che l'indice forza/peso, calcolato sulla forza di presa in half-crimp per unità di peso corporeo, rappresenta un marcatore discriminante tra arrampicatori élite e non élite. Gli autori sottolineano che la forza assoluta è importante, ma diventa determinante soprattutto quando normalizzata alla massa corporea [34]. Inoltre la forza delle dita, più che la forza della mano nel suo complesso, è risultata essere il vero discriminante tra arrampicatori esperti e principianti [35].

Anche la resistenza isometrica degli avambracci si rivela un parametro chiave, poiché l'arrampicata prevede contrazioni intermittenti e ripetute dei muscoli flessori delle dita. Gli arrampicatori avanzati mostrano una maggiore capacità di mantenere la forza durante contrazioni ripetute rispetto ai soggetti sedentari, suggerendo un migliore adattamento neuromuscolare e vascolare [1].

Oltre alla forza delle dita e degli avambracci, la potenza esplosiva e la resistenza della parte superiore del corpo, in particolare della cintura scapolare (spalle e braccia), rivestono un ruolo centrale nella performance arrampicatoria. Studi come quelli di Watts (2004), Mermier et al. (2000) e Grant et al. (2001) sottolineano l'importanza di test come il bent-arm hang e il numero massimo di trazioni alla sbarra per la valutazione di queste qualità [32] [30] [35]. In Grant et al. (2001) viene indicato come i climber élite possono ottenere punteggi superiori in test come il bent-arm hang e le trazioni, anche se i risultati non sono sempre statisticamente significativi [35]. Le differenze più marcate e significative riguardano la forza delle dita.

Anche il core stability, ovvero la resistenza e il controllo del tronco, ha un impatto rilevante sulla performance, garantendo efficienza nei trasferimenti di forza e nel mantenimento dell'equilibrio. Test come il leg-raise hang test sono utilizzati per valutare la resistenza del core, in quanto simulano posizioni tipiche dell'arrampicata che richiedono una tenuta isometrica della muscolatura addominale e flessoria dell'anca [29].

7.3 Flessibilità e mobilità articolare

La flessibilità e la mobilità articolare rappresentano componenti importanti nella pratica dell'arrampicata, poiché permettono di adottare posizioni complesse e ottimizzare l'aderenza al pannello o alla roccia. In particolare, la mobilità dell'anca, delle spalle e della colonna vertebrale gioca un ruolo chiave nella capacità di raggiungere appigli distanti o mantenere posizioni statiche impegnative.

Mermier et al. (2000) hanno sottolineato che un'elevata flessibilità del tronco e degli arti inferiori può favorire la performance, sebbene non sia risultata uno dei principali discriminanti tra i diversi livelli di abilità [30]. Questa osservazione è stata recentemente confermata anche da Faggian et al. (2025), che in una revisione sistematica hanno indicato come flessibilità ed equilibrio, pur avendo un ruolo tecnico, non rappresentino parametri fortemente predittivi della performance rispetto ad altri come forza delle dita o resistenza specifica [36]. Grant et al. (2001) hanno osservato che le arrampicatrici tendevano ad avere punteggi lievemente superiori nei test di sit-and-reach rispetto agli uomini, anche se le differenze non erano sempre significative [35]. Tuttavia, tale componente assume maggiore rilevanza in percorsi che richiedono tecniche avanzate, come le spaccate o l'utilizzo intensivo dei talloni (heel hook).

Pertanto, sebbene la flessibilità non sia il fattore primario per il successo nell'arrampicata sportiva, essa contribuisce all'efficienza del movimento e alla capacità di adattarsi a configurazioni geometriche complesse della parete.

7.4 Capacità aerobica e risposte metaboliche

Sebbene l'arrampicata sia generalmente considerata uno sport anaerobico intermittente, la componente aerobica gioca comunque un ruolo importante, specialmente nei percorsi lunghi o nelle sessioni ripetute. Faggian et al. (2025) hanno indicata la resistenza cardiorespiratoria tra i principali predittori della performance arrampicatoria, sottolineando il suo contributo sia nel recupero che nella continuità dello sforzo [36].

In questo contesto, la capacità aerobica generale, espressa come VO_2max contribuisce alla capacità di recupero tra le contrazioni e tra le prove. Gli arrampicatori mostrano valori di VO_2max inferiori rispetto ad atleti di sport di endurance, ma evidenze sperimentali suggeriscono che, nonostante ciò, possiedano adattamenti metabolici specifici che permettono una gestione efficiente dello sforzo muscolare locale [32]. In uno studio recente, Maciejczyk et al. (2022) hanno rilevato che durante test specifici di arrampicata il contributo aerobico raggiungeva il 60% dell'energia totale, evidenziando un'efficace capacità di utilizzo del metabolismo aerobico nei muscoli degli arti superiori [37].

Durante l'arrampicata, i muscoli flessori dell'avambraccio sono sottoposti a contrazioni isometriche ripetute, che limitano il flusso sanguigno e favoriscono l'accumulo di acido lattico. La capacità di tollerare e tamponare l'acidità muscolare diventa quindi cruciale. Giles et al. (2006) e Watts (2004) hanno osservato aumenti significativi di lattato ematico post-arrampicata e miglioramenti nella sua rimozione durante il recupero attivo, suggerendo una certa efficienza nella gestione del metabolismo anaerobico locale [31] [32].

Nel complesso, sebbene non sia la componente predominante, la capacità aerobica e la risposta metabolica locale contribuiscono a sostenere la performance arrampicatoria, soprattutto in situazioni di sforzo prolungato o in prove ripetute in rapida successione.

7.5 Fattori neuromuscolari e coordinativi

La performance nell'arrampicata sportiva non dipende unicamente dai parametri di forza e resistenza muscolare, ma si fonda anche su un sofisticato controllo neuromuscolare e su un alto livello di coordinazione motoria. In effetti, la capacità di reclutare in modo efficiente le MU, modulando la frequenza e la tempistica della loro attivazione, risulta essere un aspetto cruciale per garantire precisione, economia del movimento e ritardo nell'insorgenza della fatica.

Il reclutamento delle unità motorie deve avvenire in maniera fine e coordinata, in modo da produrre la forza necessaria per il superamento degli ostacoli mantenendo il minor dispendio energetico possibile. Questo è particolarmente vero per le contrazioni isometriche submassimali prolungate tipiche dell'arrampicata, in cui gli avambracci e le dita devono mantenere la presa su appigli molto piccoli per periodi prolungati. In questi casi, un reclutamento ottimale permette di sostenere la tensione muscolare richiesta senza un rapido decadimento della prestazione [31].

Il concetto di "rotazione delle unità motorie" descritto da Fallentin et al. (1993) evidenzia come, durante contrazioni isometriche a bassa intensità (10 % MVC), nuove unità motorie vengano progressivamente attivate mentre altre si disattivano, consentendo una distribuzione del carico tra le fibre muscolari attive e un ritardo nella comparsa della fatica [38]. Questo meccanismo è potenzialmente applicabile anche alle prese prolungate in arrampicata, dove la capacità di prolungare l'attività isometrica è un vantaggio competitivo.

Allenamenti di tipo diverso influenzano in modo specifico il comportamento delle unità motorie. Herda et al. (2015) hanno dimostrato che l'endurance training porta a un diverso profilo di attivazione rispetto al resistance training, con modifiche significative nella soglia di reclutamento e nella frequenza di sparo delle MU [39]. Mettler e Griffin (2016) hanno osservato che, dopo un periodo di allenamento di endurance muscolare, si assiste a una maggiore capacità di mantenere la frequenza di sparo delle MU anche durante contrazioni affaticanti [40]. Questo suggerisce che uno degli adattamenti centrali all'allenamento di endurance sia la regolazione più efficiente delle frequenze di sparo, utile per sostenere la forza in condizioni di fatica.

Lowe et al. (2023), analizzando l'effetto della restrizione del flusso sanguigno (BFR), hanno dimostrato che tale condizione anticipa il declino della frequenza di sparo e riduce il tempo necessario a raggiungere la soglia minima, mostrando come la fatica accelerata incida sul controllo neurale del muscolo [41].

La coordinazione occhio-mano e occhio-piede è un altro aspetto chiave della performance arrampicatoria. L'atleta deve essere in grado di percepire con precisione la posizione delle prese e degli appoggi, modulando finemente i movimenti degli arti superiori e inferiori in risposta continua agli stimoli visivi e propriocettivi. La capacità di anticipare il posizionamento e di mantenere l'equilibrio durante il passaggio da una presa all'altra si traduce in una maggiore fluidità e in un minor consumo energetico [29].

Infine, l'equilibrio e la propiocezione si confermano elementi essenziali nelle manovre su pareti inclinate, sporgenze e appoggi ridotti. Mermier et al. (2000) hanno osservato che le capacità coordinative e posturali discriminano efficacemente tra atleti di livello differente, con i climbers più esperti che mostrano maggiore stabilità e minore variabilità del movimento in situazioni dinamiche e statiche [30].

In sintesi, i fattori neuromuscolari e coordinativi rappresentano un pilastro della prestazione arrampicatoria. Oltre alle qualità fisiche tradizionali, come forza e resistenza, è fondamentale allenare il controllo motorio, l'efficienza neuromuscolare e le capacità coordinative attraverso esercitazioni specifiche mirate allo sviluppo del reclutamento ottimale, della stabilità e dell'anticipazione motoria.

7.6 Implicazioni per l'allenamento

I fattori fisiologici principali per la performance arrampicatoria, come la forza massimale e la resistenza muscolare degli avambracci, risultano essere modificabili tramite protocolli di allenamento mirati. Studi recenti hanno evidenziato che l'allenamento specifico delle dita, come il hangboard training, incrementa significativamente la forza massimale e la durata della sospensione isometrica. In particolare, dieci settimane di allenamento su hangboard hanno portato a miglioramenti sostanziali della forza media e massima, nonché della resistenza muscolare specifica, rispetto al solo allenamento arrampicatorio tradizionale [42].

Analogamente, training studiati in precedenza hanno dimostrato che programmi di forza-resistenza mirati possono modulare il reclutamento e il comportamento delle unità motorie [40] [39], favorendo un controllo neuromuscolare più efficiente in condizioni di fatica. Concordemente Sæterbakken et al. (2024) sostengono che programmi di resistance training a bassa ripetizione e alta intensità, svolti su attrezzi specifici come fingerboard o campus board, risultino particolarmente efficaci per migliorare la forza relativa delle dita e delle spalle, e sono raccomandati soprattutto per climbers di livello intermedio [43]. Inoltre, strategie specifiche di esercitazione per il miglioramento della coordinazione occhio-mano e dell'equilibrio risultano fondamentali per affinare la tecnica e aumentare l'efficienza energetica durante la scalata [29].

In sintesi, i determinanti principali della performance in arrampicata sportiva comprendono:

- Caratteristiche antropometriche: bassa percentuale di massa grassa, elevato rapporto apertura braccia/statura.
- Forza e resistenza muscolare: forza massima e resistenza degli avambracci e delle dita.
- Potenza e stabilità del core: potenza esplosiva della parte superiore del corpo e controllo del tronco
- Flessibilità e mobilità articolare: ampiezza articolare funzionale per movimenti ampi e posizionamenti efficienti.
- Capacità aerobica e risposte metaboliche: recupero rapido, gestione dell'accumulo di metaboliti.
- Fattori neuromuscolari e coordinativi: controllo del reclutamento motorio, coordinazione oculo-manuale, equilibrio dinamico.

Ognuno di questi fattori può essere migliorato attraverso protocolli di allenamento mirati e specifici, come dimostrato dagli studi analizzati.

Sebbene i risultati discussi si riferiscano prevalentemente a popolazioni miste o maschili, è importante sottolineare che differenze fisiologiche e neuromuscolari tra sessi potrebbero influenzare significativamente sia la prestazione sia la risposta agli allenamenti. Questi aspetti saranno approfonditi nei capitoli successivi, unitamente a un'analisi dettagliata dei processi fisiologici coinvolti nello sviluppo della fatica muscolare nell'arrampicata.

8 Differenze fisiologiche e neuromuscolari tra uomini e donne nella performance arrampicatoria

La comprensione delle differenze fisiologiche e neuromuscolari tra uomini e donne rappresenta un aspetto cruciale nello studio della performance sportiva, soprattutto in discipline complesse come l'arrampicata. Se nel passato tali differenze venivano spesso trattate in modo marginale o semplificato, oggi risulta evidente come esse abbiano un impatto specifico e misurabile su numerosi determinanti della prestazione.

In particolare, parametri come la composizione corporea, la forza relativa, la resistenza muscolare, la capacità aerobica, la flessibilità e le strategie di controllo neuromuscolare mostrano caratteristiche diverse nei due sessi, influenzando in modo distinto le capacità arrampicatorie. Queste differenze non si limitano alla sola dimensione quantitativa — ad esempio maggiore forza assoluta negli uomini — ma si estendono a strategie neuromuscolari e metaboliche qualitativamente differenti.

Il presente capitolo si propone di analizzare sistematicamente tali differenze, riprendendo i principali fattori fisiologici trattati nei capitoli precedenti e integrandoli con la letteratura recente. L'obiettivo è fornire un quadro completo e critico su come il sesso biologico influenzi la prestazione arrampicatoria, evidenziando sia i punti di vantaggio sia le potenziali limitazioni, e gettando le basi per una riflessione più ampia sui modelli di allenamento e di sviluppo delle capacità specifiche.

8.1 Caratteristiche antropometriche

Le differenze morfologiche tra uomini e donne costituiscono un primo elemento distintivo nella valutazione delle prestazioni arrampicatorie. In generale, gli uomini tendono ad avere una maggiore statura, massa muscolare e massa corporea totale, mentre le donne presentano in media una percentuale maggiore di massa grassa e un peso corporeo inferiore [34] [44].

Nel contesto specifico dell'arrampicata, queste caratteristiche possono generare vantaggi e svantaggi asimmetrici. Ad esempio, una bassa massa corporea è favorevole per la gestione delle prese più piccole e per ridurre il carico gravante sugli avambracci, ed è una condizione che può facilitare la prestazione in particolare tra le atlete di alto livello [44]. Tuttavia, una maggiore massa muscolare negli uomini contribuisce a un più elevato picco di forza assoluta, che può risultare decisivo in passaggi esplosivi o in movimenti dinamici.

È interessante notare, infine, che differenze nell'APE index (rapporto apertura braccia/statura), spesso considerate favorevoli per il gesto arrampicatorio, non sempre si traducono in un vantaggio netto tra i sessi.

In sintesi, le caratteristiche antropometriche influenzano in modo diverso uomini e donne nell'arrampicata, e l'interpretazione del loro impatto va letta alla luce dell'interazione con altri fattori: forza, tecnica, coordinazione e stile di scalata.

8.2 Forza e resistenza muscolare

Le differenze tra uomini e donne in termini di forza muscolare sono tra le più documentate in letteratura. Gli uomini presentano generalmente valori più elevati di forza massimale assoluta, legati a una maggiore massa muscolare totale e a livelli più alti di testosterone. Tuttavia, questa superiorità non si traduce automaticamente in un vantaggio netto in arrampicata, dove la forza relativa e la resistenza muscolare locale giocano un ruolo decisivo [7] [9].

Nel contesto della forza isometrica delle dita, fondamentale nell'arrampicata, Berta et al. (2025) hanno riportato che, pur osservando valori assoluti maggiori negli uomini, non emergono differenze significative tra i sessi quando i dati vengono normalizzati per la massa corporea [9]. Questo suggerisce che, in termini di forza relativa, uomini e donne presentano una capacità comparabile, specialmente tra atleti di livello avanzato.

Invece sul piano della resistenza muscolare, le evidenze indicano vantaggi potenziali per le donne. Hunter (2009, 2014) ha dimostrato che le donne tollerano meglio contrazioni isometriche submassimali sostenute, mostrando una maggiore resistenza alla fatica [8] [7]. Questo fenomeno è attribuito a fattori come una maggiore percentuale di fibre muscolari di tipo I, una minore pressione arteriosa durante lo sforzo e una maggiore efficienza metabolica [12]. In situazioni in cui la fatica si accumula rapidamente, ad esempio durante prese sostenute su piccoli appigli, le donne possono quindi manifestare una maggiore tenuta isometrica rispetto agli uomini.

Nelson-Wong et al. (2025) evidenziano che, a parità di livello tecnico, le donne sembrano adottare strategie di compensazione più efficienti, utilizzando tecnica, posizionamento e controllo motorio per sopperire a una forza assoluta inferiore [45].

In sintesi, sebbene gli uomini mostrino generalmente livelli superiori di forza massimale, le donne tendono a eccellere in termini di resistenza muscolare locale e di efficienza neuromuscolare, aspetti che risultano particolarmente rilevanti in un contesto tecnico e isometrico come quello dell'arrampicata sportiva.

8.3 Capacità aerobica e metabolica

Sebbene l'arrampicata sportiva sia generalmente considerata una disciplina a componente anaerobica intermittente, numerosi studi hanno sottolineato il ruolo rilevante della capacità aerobica, soprattutto nei percorsi lunghi o nelle sessioni ripetute. La resistenza cardiorespiratoria, intesa come capacità di sostenere sforzi prolungati e di recuperare efficacemente tra un movimento e l'altro, può rappresentare un fattore determinante nella performance.

Le differenze tra uomini e donne nella capacità aerobica sono ben documentate: gli uomini tendono ad avere valori assoluti di $VO_2\text{max}$ più elevati, grazie a maggiore massa muscolare, emoglobina e volume sistolico [7] [36]. Tuttavia, questi vantaggi non sempre si traducono in una superiore prestazione arrampicatoria.

Le donne, infatti, mostrano una maggiore efficienza metabolica locale e un minor accumulo di metaboliti affaticanti a parità di sforzo relativo. Hunter (2014) ha inoltre evidenziato che, durante esercizio di intensità moderata o elevata, le donne utilizzano una quota maggiore di grassi e una minore quantità di carboidrati rispetto agli uomini, favorendo una migliore tolleranza alla fatica in esercizi prolungati [7]. Questo aspetto è supportato anche dalla maggiore presenza di fibre di tipo I nel muscolo femminile, che presentano un'elevata capacità ossidativa [12].

Philippe et al. (2012) non hanno riscontrato differenze significative tra uomini e donne nella re-ossigenazione dei muscoli flessori delle dita durante un test intermittente. Entrambi i gruppi, tuttavia, hanno mostrato una re-ossigenazione più rapida rispetto ai non arrampicatori, indicando un adattamento specifico legato alla pratica dell'arrampicata [44].

8.4 Flessibilità e mobilità articolare

La flessibilità e la mobilità articolare costituiscono elementi importanti nell'arrampicata sportiva, specialmente nella capacità di eseguire movimenti tecnici avanzati e di posizionarsi efficientemente sulla parete. In generale, le donne presentano livelli superiori di flessibilità rispetto agli uomini, un aspetto che può risultare vantaggioso soprattutto in movimenti che richiedono grande ampiezza articolare o posizioni complesse.

Faggian et al. (2025), utilizzando il Rock-Over Climbing Test (ROCT) che valuta specificatamente la flessibilità e la forza funzionale, hanno riscontrato che la flessibilità specifica nell'arrampicata tende ad avere una validità discriminativa migliore nei climbers uomini rispetto alle donne. Questo potrebbe essere dovuto al fatto che le donne presentano già una flessibilità basale generalmente più elevata, rendendo quindi questo parametro meno critico per distinguere i livelli di abilità femminili rispetto a quelli maschili [36].

Inoltre, studi precedenti come quelli di Giles et al. (2006) e MacKenzie et al. (2019) hanno sottolineato che, sebbene la flessibilità generale (valutata tramite test non specifici come il sit-and-reach) non risulti fortemente correlata al livello di abilità in arrampicata, anche se la mobilità articolare specifica delle anche e delle spalle può giocare un ruolo significativo in alcuni movimenti tecnici specifici, come il bridging o l'high stepping (Figura 31a e 31b) [31] [29].



(a) Esempio di movimento *high stepping*.



(b) Esempio di posizione di ampia apertura articolare (*bridging*).

Figura 31: Esempi pratici di mobilità articolare nell'arrampicata sportiva.

In sintesi, la flessibilità rappresenta un elemento vantaggioso nell'arrampicata sportiva, particolarmente per le donne che partono da una base più elevata rispetto agli uomini. Tuttavia, proprio per questa maggior flessibilità di base, tale parametro potrebbe avere un ruolo meno discriminante per determinare il livello di abilità femminile rispetto a quello maschile, specialmente se considerato isolatamente senza una valutazione integrata della forza funzionale.

8.5 Fattori neuromuscolari e coordinativi

Le differenze tra uomini e donne nel controllo neuromuscolare rappresentano un importante ambito di ricerca applicato allo sport, particolarmente rilevante in discipline come l'arrampicata sportiva, dove precisione e controllo motorio sono cruciali.

Diversi studi hanno esplorato le differenze tra i sessi nella strategia di reclutamento e nella frequenza di sparo delle MU.

Lecce et al. (2024), analizzando il muscolo *biceps brachii* hanno mostrato che le differenze tra uomini e donne nelle frequenze di sparo delle unità motorie dipendono dalla soglia di attivazione: nelle MU a soglia bassa ($\leq 30\%$ MVF), le donne presentano frequenze significativamente più elevate e un maggiore drive neurale rispetto agli uomini. Al contrario, nelle MU a soglia alta ($> 30\%$ MVF), gli uomini mostrano frequenze di sparo superiori, suggerendo strategie di attivazione differenziate tra i sessi, probabilmente legate alla composizione muscolare e alla dimensione delle MU [14].

Inoltre, gli autori evidenziano che le donne mostrano un maggiore coinvolgimento di MU più piccole anche a intensità elevate, suggerendo un controllo motorio più distribuito e orientato al mantenimento della forza nel tempo [14].

In base alla richiesta di forza del compito motorio, varia il tipo di unità motorie prevalentemente coinvolte: nei task a bassa intensità sono più frequentemente attivate MU a soglia bassa, mentre compiti ad alta intensità richiedono il reclutamento progressivo di MU a soglia elevata. Diversi studi hanno osservato che, alle basse intensità, le donne tendono a mostrare frequenze di sparo più elevate rispetto agli uomini.

Questi risultati sono supportati anche da studi su altri gruppi muscolari. Inglis e Gabriel (2020) hanno osservato che nel muscolo *tibialis anterior*, le donne presentano una frequenza di sparo significativamente più elevata a intensità submassimali (20–40% MVC) rispetto agli uomini [16]. Analogamente, Guo et al. (2022) hanno evidenziato, nel *vasto laterale*, una maggiore frequenza di sparo nelle donne sia al 10% che al 25% MVC, indicando un pattern di reclutamento più attivo alle basse intensità [15].

Anche ad alte intensità, alcuni studi mostrano che anche in muscoli come il *vasto mediale* e il *first dorsal interosseous* (FDI), le donne possano presentare frequenze di sparo superiori. Peng et al. (2018) hanno riportato, in un compito di contrazione isometrica a rampa fino al 75% MVC, che le donne mostrano frequenze di sparo iniziale significativamente più alte rispetto agli uomini nelle MU del *vasto mediale*, anche a soglie di reclutamento elevate [17]. Parra et al. (2020) hanno riscontrato risultati simili nel muscolo FDI, dove le donne presentano frequenze medie di sparo più alte durante contrazioni al 70% MVC [18].

In modo coerente, Nishikawa et al. (2024), sempre nel FDI, hanno osservato che le donne mostrano frequenze significativamente più elevate rispetto agli uomini sia a basse che ad alte intensità, suggerendo una maggiore efficienza neuromuscolare femminile in quel distretto [19].

Analogamente Olmos et al. (2023) hanno riportato che, durante contrazioni ad alta intensità (70% MVC), le donne mostrano una maggiore attivazione complessiva delle unità motorie, come indicato da frequenze di sparo più elevate e da un N-EMG (Normalized-EMG) RMS (Root Mean Square) significativamente maggiore [46]. Gli autori osservano che le donne presentano una percentuale significativamente più alta di fibre di tipo I, identificata attraverso un contenuto maggiore di isoforme di miosina a catena pesante (MyHC I), e che tale composizione è fortemente correlata alle differenze osservate nel comportamento motorio [46]. Tuttavia, le evidenze di questi studi non sono direttamente generalizzabili al contesto dell'arrampicata o alla muscolatura dell'avambraccio coinvolta in compiti isometrici di sospensione, dove i pattern di reclutamento e la soglia delle MU possono differire sensibilmente.

Per quanto riguarda le strategie compensatorie neuromuscolari, Dimmick et al. (2018) hanno osservato che donne endurance-trained mostrano minori livelli di attivazione muscolare per mantenere la stessa intensità relativa rispetto a donne sedentarie, evidenziando un adattamento positivo a livello di unità motorie, che risulta in una maggiore efficienza neuromuscolare e in unità motorie ipertrofizzate capaci di generare forza con minor drive neurale [47].

Queste evidenze si integrano con quanto riportato in studi che descrivono strategie neurali implicate nel controllo motorio durante contrazioni prolungate, come la modulazione del rate coding attraverso una variazione asincrona (out-of-phase) nel pattern di sparo delle MU, o la rotazione e sostituzione sequenziale di unità motorie per distribuire il carico nel tempo [22] [20] [21]. Tali meccanismi potrebbero riflettere una differente organizzazione del controllo neuromuscolare tra i sessi, potenzialmente orientata a una gestione più distribuita e coordinata della forza muscolare.

In conclusione, le differenze neuromuscolari e coordinative tra uomini e donne implicano strategie specifiche di reclutamento e controllo motorio, che si traducono in pattern distinti di attivazione delle unità motorie, modulati dall'intensità del compito e dalle caratteristiche fisiologiche individuali. L'arrampicata sportiva, per le sue elevate richieste di forza isometrica e controllo motorio fine, rappresenta un contesto ideale per osservare come tali differenze influenzino l'efficienza neuromuscolare e la gestione della fatica.

Lo studio qui proposto si configura come un'opportunità solida e mirata per approfondire queste dinamiche in un setting sperimentale realistico, combinando compiti specifici dell'arrampicata a tecniche di analisi ad alta risoluzione come l'HD-EMG e la decomposizione delle MU. Analizzare le strategie di reclutamento motorio a livello di singola unità motoria, in relazione al sesso e all'intensità contrattile, consente non solo di comprendere meglio i meccanismi neurofisiologici alla base della prestazione, ma anche di gettare le basi per interventi di allenamento più efficaci, personalizzati e orientati all'ottimizzazione del controllo motorio.

8.6 Sintesi finale

Tabella 1: Sintesi delle principali differenze fisiologiche e funzionali tra uomini e donne nell'arrampicata

Ambito	Uomini	Donne
Forza assoluta	Maggiore massa muscolare → forza massima superiore	Forza massima inferiore, soprattutto negli arti superiori
Forza relativa	Vantaggiosa solo se accompagnata da bassa massa grassa	Miglior rapporto forza/peso corporeo in alcuni distretti
Resistenza muscolare locale	Minore tolleranza a contrazioni isometriche prolungate	Maggiore resistenza alla fatica in compiti submassimali e sostenuti
VO ₂ max assoluto	Più elevato grazie a maggiore emoglobina, massa cardiaca e muscolare	Inferiore, ma con adattamenti specifici ed efficienza locale superiore
Metabolismo sotto sforzo	Maggior uso di carboidrati, accumulo più rapido di lattato	Uso preferenziale di grassi, maggiore tolleranza metabolica
Composizione muscolare	Più fibre di tipo II, MU più grandi	Più fibre di tipo I, MU più piccole con frequenze di sparo più elevate
Strategie neuromuscolari	Reclutamento rapido, firing rate elevato nelle alte soglie	Reclutamento progressivo, firing rate costante nelle basse soglie
Flessibilità e mobilità	Inferiore flessibilità di base	Maggiore mobilità → vantaggi in movimenti estremi e appoggi minimali
Coordinazione e controllo motorio	Maggiore dipendenza dalla forza	Migliore equilibrio e controllo nei movimenti complessi

9 Affaticamento muscolare: meccanismi fisiologici e applicazioni all'arrampicata sportiva

L'affaticamento muscolare è definito come una riduzione transitoria della capacità del muscolo di generare forza o potenza in risposta a uno stimolo prolungato o ripetuto [48]. Questa condizione si manifesta come un declino della prestazione fisica e può verificarsi anche durante l'esecuzione continua del compito motorio, indicando che la fatica non coincide necessariamente con il fallimento del compito stesso [48]. L'affaticamento può derivare da fattori centrali, legati al sistema nervoso, o periferici, a livello della fibra muscolare. Questi due meccanismi coesistono e si influenzano reciprocamente, soprattutto in esercizi intensi o prolungati [48, 49].

9.1 Meccanismi fisiologici dell'affaticamento

L'affaticamento muscolare si articola in due componenti: una centrale, legata all'attività del sistema nervoso centrale, e una periferica, localizzata nella fibra muscolare. In questa sezione si approfondiscono i principali meccanismi fisiologici alla base di entrambe, con particolare attenzione ai processi biochimici, neuromuscolari e metabolici che influenzano la performance sportiva.

Affaticamento centrale

L'affaticamento centrale è associato a una riduzione dell'output corticale motorio, determinata da alterazioni nel sistema nervoso centrale (SNC). Tra i principali fattori coinvolti troviamo:

- Alterazioni biochimiche: accumulo di serotonina, dopamina, glutammato e acido gamma-amminobutirrico (GABA) a livello cerebrale durante l'esercizio fisico, che influenzano l'efficienza del comando motorio.

- Fattori neuronali: riduzione del drive centrale dovuta a cambiamenti nel sistema nervoso, inclusi i segnali afferenti dai fusi neuromuscolari e dagli organi tendinei.
- Fattori psicologici e comportamentali: stati di stress, disturbi dell'umore e difficoltà nel mantenimento della concentrazione possono contribuire all'affaticamento centrale [49].

Affaticamento periferico

L'affaticamento periferico riguarda alterazioni a livello della fibra muscolare, con un impatto diretto sulla capacità contrattile. Tra i principali meccanismi coinvolti troviamo:

- Accumulo di metaboliti: lattato, ioni idrogeno (H^+), ammoniaca e potassio (K^+), che compromettono la contrazione muscolare.
- Deplezione di risorse energetiche: diminuzione delle riserve di fosfocreatina (PCr), glicogeno e ATP, essenziali per il mantenimento dell'attività muscolare.
- Alterazioni elettrochimiche: cambiamenti nella propagazione del potenziale d'azione e nella gestione del calcio da parte del reticolo sarcoplasmatico.
- Risposta infiammatoria: produzione di citochine infiammatorie, come l'IL-6, che influenzano l'omeostasi muscolare [49].

L'affaticamento muscolare è un processo complesso che coinvolge meccanismi sia centrali che periferici. Esso deriva dall'interazione tra l'attività corticale e la trasmissione dei segnali lungo il midollo spinale, che regolano l'attivazione dei motoneuroni. A livello periferico, la propagazione neuromuscolare e l'attività muscolare locale determinano la capacità contrattile, influenzata da alterazioni metaboliche come l'accumulo di metaboliti e il rallentamento del ciclo dei ponti trasversali (cross-bridge cycling) (Figura 32), con conseguente riduzione della forza e della resistenza muscolare.

Durante contrazioni affaticanti, i motoneuroni ricevono segnali inibitori, in particolare dalle afferenze dei gruppi III-IV, che riducono l'input eccitatorio presinaptico mediante inibizione delle vie afferenti di tipo Ia [50]. Tali meccanismi contribuiscono al declino della performance motoria, soprattutto in condizioni di esercizio prolungato o intenso.

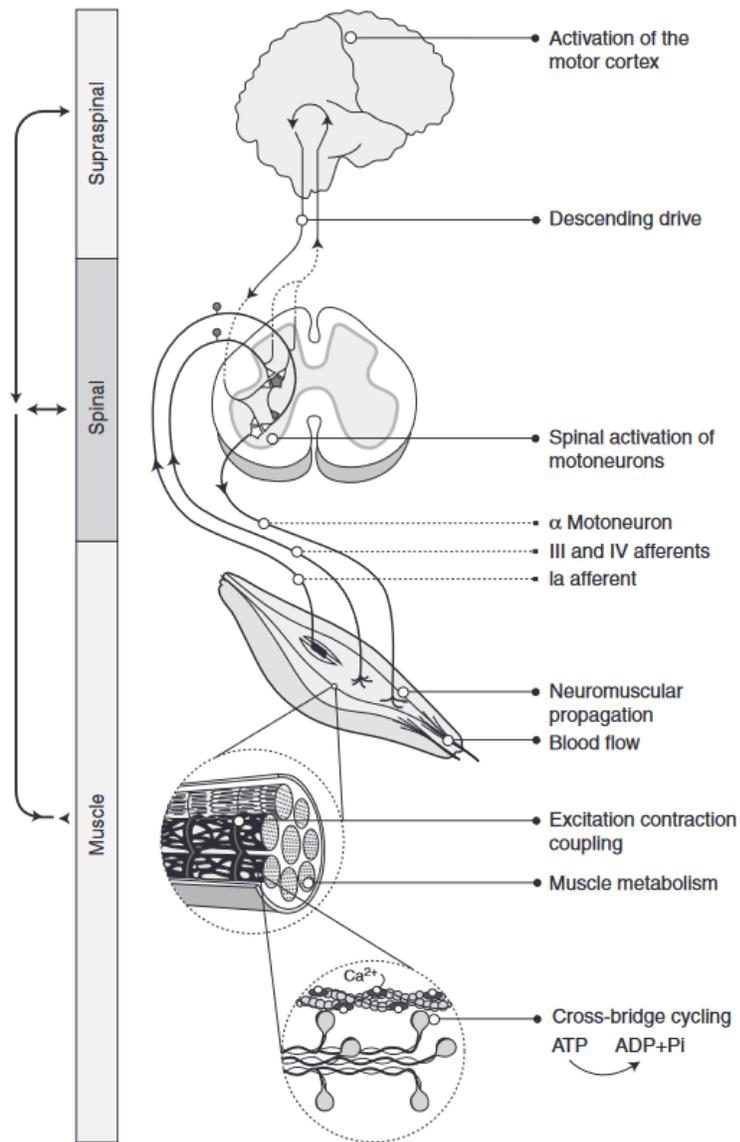


Figura 32: Rappresentazione schematica dei siti e dei processi che contribuiscono all'instaurarsi dell'affaticamento muscolare. L'illustrazione mostra l'attivazione del corteccia motoria, la propagazione del segnale lungo il midollo spinale e i meccanismi periferici, come il metabolismo muscolare e il ciclo dei ponti trasversali (cross-bridge cycling) ([50]).

Oltre alla distinzione tra fatica centrale e periferica, la **Governor Fatigue Theory** (Figura 33) propone una visione integrata: la fatica risulta dalla combinazione di segnali centrali, muscolari e contestuali, inclusi fattori psicologici e motivazionali [49].

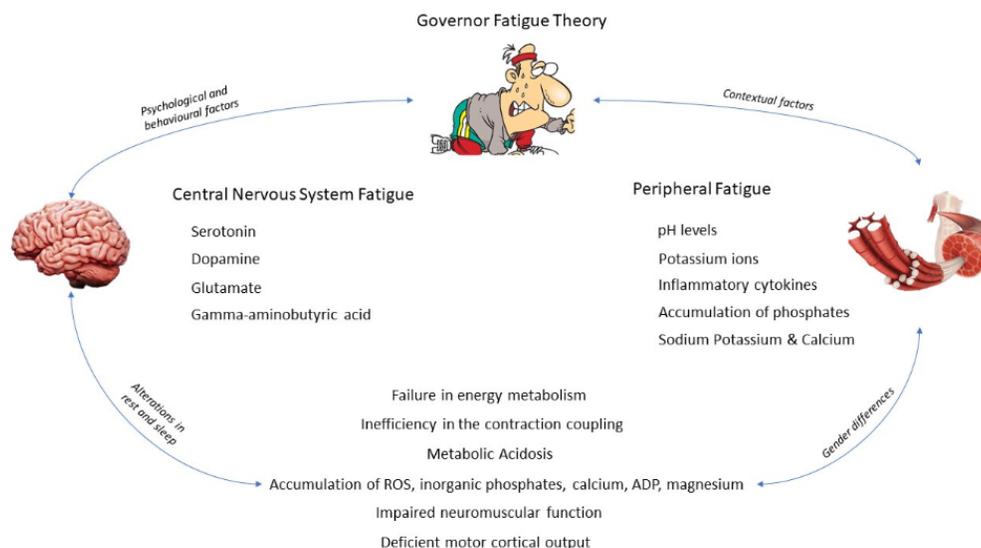


Figura 33: Schema della Governor Fatigue Theory: evidenzia l'interazione tra meccanismi centrali e periferici, influenzati anche da fattori contestuali, neurochimici e legati al sesso. Le componenti centrali includono alterazioni neurochimiche e fattori psicologici; quelle periferiche coinvolgono squilibri elettrolitici, acidosi e accumulo di metaboliti([49]).

Questa prospettiva integrata sottolinea l'importanza di considerare l'interazione tra sistemi centrali, periferici e contestuali nell'analisi del decadimento della performance motoria.

9.2 Specificità e fattori dell'affaticamento nell'arrampicata sportiva

L'arrampicata sportiva comporta un notevole impegno muscolare localizzato, principalmente a livello di avambracci, dita e spalle. La fatica muscolare localizzata rappresenta quindi un fattore determinante nella prestazione sportiva [51].

Contrazioni isometriche intermittenti e flusso ematico

Durante l'arrampicata, i muscoli flessori delle dita sono sottoposti a contrazioni isometriche intermittenti, limitando il flusso sanguigno e riducendo la saturazione di ossigeno muscolare (SmO_2). Secondo Dindorf et al. (2023), la riduzione di SmO_2 , monitorata tramite NIRS, non è correlata direttamente alla forza massima di presa (HGS), indicando che il metabolismo ossidativo non è l'unico determinante della fatica cumulativa [52]. Inoltre, Ferguson e Brown (1997) evidenziano che l'allenamento specifico nell'arrampicata migliora la conduttanza vascolare, favorendo un recupero più rapido durante contrazioni isometriche ritmiche [1].

Effetti della fatica localizzata sulla performance

Secondo Walsh et al. (2023), la fatica localizzata negli arti superiori compromette principalmente la capacità degli arrampicatori di prevenire le cadute, senza però influenzare negativamente la fluidità dei movimenti [51]. Questo suggerisce che l'effetto della fatica è soprattutto legato alla sicurezza e alla stabilità della presa.

Metabolismo anaerobico e adattamenti aerobici

L'arrampicata sportiva, pur coinvolgendo significativamente il metabolismo anaerobico, trae beneficio dagli adattamenti aerobici locali, che favoriscono un recupero rapido tra i movimenti e riducono l'accumulo di acido lattico [44]. La capacità di ri-ossigenazione rapida consente di mantenere una performance elevata anche dopo sforzi intensi.

Strategie di pacing

L'adozione di strategie di pacing è fondamentale per la gestione dell'affaticamento, soprattutto nelle vie di resistenza, dove è necessario distribuire lo sforzo in modo uniforme lungo l'intera salita. Un ritmo regolare, alternato a brevi pause, consente di mantenere un livello ottimale di prestazione.

Tipologia di via

La tipologia della via influenza significativamente l'affaticamento: le vie di resistenza richiedono un impegno aerobico costante, mentre i boulder e le vie di potenza-resistenza richiedono sforzi intensi e brevi, che comportano un rapido accumulo di fatica anaerobica.

Fattori psicologici

La gestione dello sforzo percepito e la capacità di mantenere la concentrazione durante l'arrampicata possono influenzare l'insorgenza della fatica. Gli arrampicatori esperti sono in grado di ridurre l'ansia e mantenere un ritmo regolare, evitando movimenti non necessari che possono aumentare il dispendio energetico.

Una gestione efficace del recupero tra i tentativi è cruciale per garantire la performance ottimale. Strategie come l'alternanza tra contrazioni isometriche e fasi di rilassamento consentono una rapida ri-ossigenazione dei muscoli e il ripristino della perfusione sanguigna, favorendo così una migliore performance sostenuta nel tempo. L'affaticamento muscolare nell'arrampicata è un fenomeno complesso che coinvolge contrazioni isometriche intermittenti, limitazioni del flusso sanguigno e adattamenti metabolici. Allenamenti mirati a migliorare la conduttanza vascolare e il recupero rapido sono fondamentali per ottimizzare la performance, specialmente in contesti ad alta intensità.

9.3 Differenze tra sessi nello sviluppo dell'affaticamento nell'arrampicata

L'affaticamento muscolare durante l'arrampicata può differire significativamente tra uomini e donne a causa di vari fattori fisiologici e neuromuscolari. Sebbene il capitolo precedente abbia già trattato le differenze tra i sessi in termini generali, in questo contesto l'attenzione è rivolta alla gestione della fatica in arrampicata.

Le donne tendono ad essere meno affaticabili degli uomini durante contrazioni isometriche intermittenti, sia a bassa che ad alta intensità, in particolare quando la performance avviene alla stessa intensità relativa [8] [10]. Questo vantaggio è attribuibile a una maggiore proporzione di fibre di tipo I e a una migliore perfusione muscolare, che consentono un recupero più rapido tra contrazioni ripetute [53]. In particolare, durante contrazioni isometriche intermittenti, le donne riescono a mantenere livelli di ossigenazione muscolare più elevati rispetto agli uomini, favorendo una maggiore resistenza alla fatica [10].

Questi aspetti risultano particolarmente vantaggiosi nelle vie di resistenza, dove la capacità di mantenere un flusso sanguigno costante è cruciale per prevenire l'accumulo di metaboliti affaticanti. Inoltre, le donne hanno dimostrato una migliore capacità di gestione dei prodotti metabolici durante esercizi ad alta intensità, come sprint ripetuti con gli arti inferiori. In queste condizioni, mostrano un minore aumento della concentrazione di lattato nel sangue e una minore riduzione di ATP rispetto agli uomini, in particolare nelle fibre di tipo II [7]. Questi vantaggi fisiologici delle donne in termini di affaticabilità sono riassunti in (Figura 34).

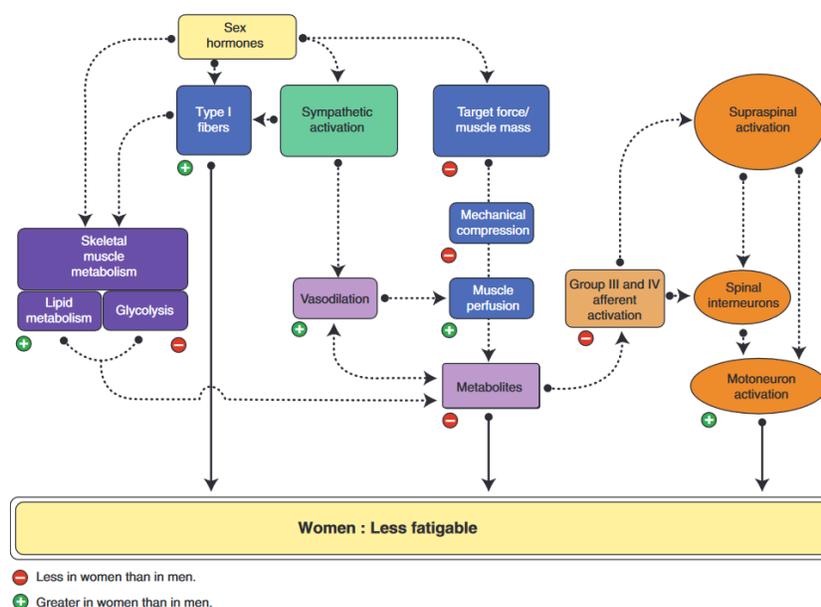


Figura 34: Schema dei meccanismi fisiologici alla base della minore affaticabilità nelle donne rispetto agli uomini durante contrazioni isometriche intermittenti ([50]).

Uno strumento fondamentale per monitorare e quantificare l'affaticamento muscolare è l'elettromiografia (EMG), che permette di analizzare in tempo reale l'attività elettrica dei muscoli durante l'arrampicata. Il prossimo capitolo sarà dedicato all'uso dell'EMG come metodo per lo studio della fatica muscolare negli arrampicatori.

10 Elettromiografia: tecniche, utilizzi e implementazioni

L'elettromiografia (EMG) è una tecnica elettrofisiologica utilizzata per misurare l'attività elettrica generata dai muscoli scheletrici durante la contrazione. Questa tecnica si basa sul rilevamento dei potenziali d'azione muscolari tramite elettrodi posizionati sulla superficie cutanea o inseriti direttamente nel muscolo. L'EMG consente di ottenere informazioni sul reclutamento delle unità motorie (MU), sulla frequenza di sparo, sull'ampiezza del segnale e sulle proprietà elettriche delle fibre muscolari, permettendo un'analisi dettagliata della funzione neuromuscolare in tempo reale [54].

L'EMG può essere utilizzato per valutare l'attivazione muscolare durante movimenti volontari, l'affaticamento muscolare e il controllo neuromuscolare in diverse attività motorie. A seconda delle modalità di acquisizione e della risoluzione spaziale, l'EMG può essere classificato principalmente in tre tipologie: EMG di superficie (tradizionale), EMG intramuscolare e HD-EMG.

EMG di superficie tradizionale

L'EMG tradizionale utilizza solitamente una configurazione bipolare, composta da due elettrodi di superficie (attivo e di riferimento) posizionati parallelamente alle fibre muscolari, a una distanza di circa 2 cm l'uno dall'altro. Questa configurazione permette di rilevare la differenza di potenziale tra i due elettrodi, fornendo un segnale globale del muscolo. Questa tecnica è non invasiva e facile da applicare, ma presenta una bassa risoluzione spaziale e una limitata capacità di discriminare le singole unità motorie [54]. Inoltre, può essere soggetta a crosstalk proveniente dai muscoli adiacenti.

EMG intramuscolare

L'EMG intramuscolare utilizza elettrodi ad ago o a filo inseriti direttamente all'interno del muscolo per registrare i potenziali d'azione generati dalle singole unità motorie. Questa tecnica permette di rilevare l'attività muscolare profonda con elevata precisione spaziale, distinguendo chiaramente il contributo delle diverse MU. Tuttavia, oltre a essere invasiva, presenta alcune difficoltà pratiche: la registrazione è sensibile al movimento dell'elettrodo e il volume di campionamento è limitato alla porzione muscolare adiacente alla punta dell'ago. Pertanto, è indicata soprattutto per analisi cliniche o in condizioni statiche piuttosto che durante attività dinamiche o prolungate.

HD-EMG

L'HD-EMG rappresenta un'evoluzione dell'EMG tradizionale, caratterizzato da una maggiore risoluzione spaziale grazie all'uso di array di elettrodi disposti in configurazioni lineari o bidimensionali. Questo sistema consente di registrare simultaneamente segnali da più punti del muscolo, permettendo un'analisi dettagliata della distribuzione spaziale dell'attività muscolare e del reclutamento delle unità motorie (MU). Rispetto all'EMG tradizionale, l'HD-EMG migliora la capacità di discriminazione delle singole MU e riduce il problema del crosstalk grazie alla densità elevata di campionamento. L'architettura degli array elettrodi può variare da strutture lineari ad array bidimensionali, garantendo flessibilità a seconda delle necessità cliniche o sportive. Questa tecnologia è particolarmente utile per il monitoraggio della fatica muscolare e il controllo protesico, poiché consente un'acquisizione precisa anche in condizioni dinamiche [55].

L'elettromiografia ad alta densità (HD-EMG) consente di ottenere una rappresentazione spaziale dettagliata dell'attività muscolare, superando i limiti degli approcci tradizionali a elettrodo singolo. Le figure seguenti illustrano le distribuzioni spaziali dei centroidi relativi alle pendenze temporali di RMS e MDF, normalizzate rispetto al valore iniziale. La marcata dispersione delle posizioni spaziali evidenzia come l'andamento della fatica muscolare non sia omogeneo sull'area analizzata. Questo conferma l'importanza dell'acquisizione ad alta densità per cogliere la complessità dei pattern di attivazione, che verrebbero altrimenti trascurati con una risoluzione più bassa.

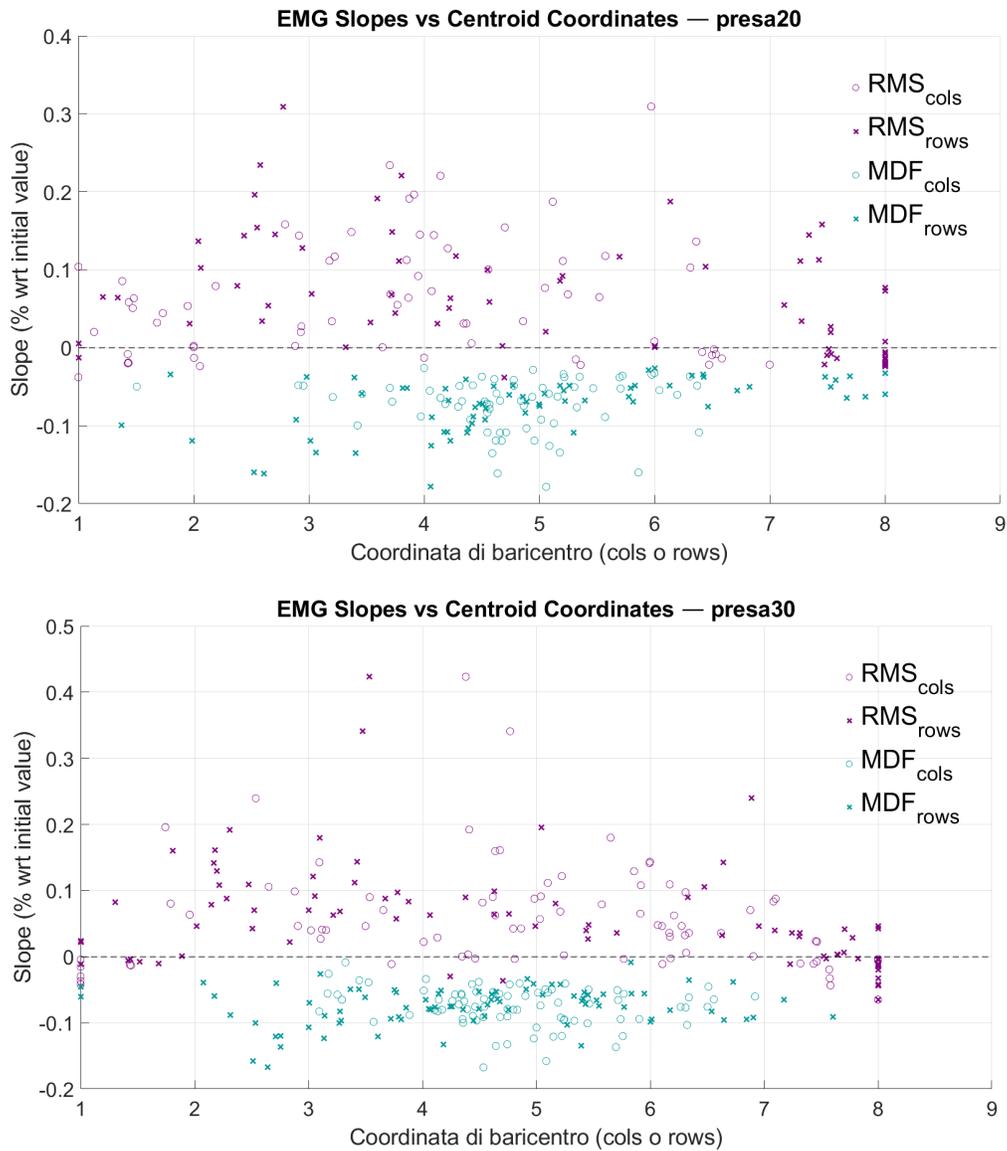


Figura 35: Distribuzione spaziale delle pendenze temporali di RMS e MDF (normalizzate rispetto al valore iniziale) in funzione della coordinata del baricentro dei segnali (centroidi) sulle griglie HD-EMG, rispettivamente per le prese da 20 mm (sopra) e 30 mm (sotto).

10.1 Decomposizione dell'HD-EMG

La decomposizione dell'elettromiografia, schematizzata in (Figura 36) ad alta densità (HD-EMG) è un processo fondamentale per l'analisi del controllo neuromuscolare umano, poiché consente di estrarre le unità motorie (MUs) dagli schemi di attività elettrica acquisiti tramite matrici di elettrodi superficiali. Questo processo permette di isolare i treni di spike delle MUs e analizzarne i pattern di attivazione in modo non invasivo.

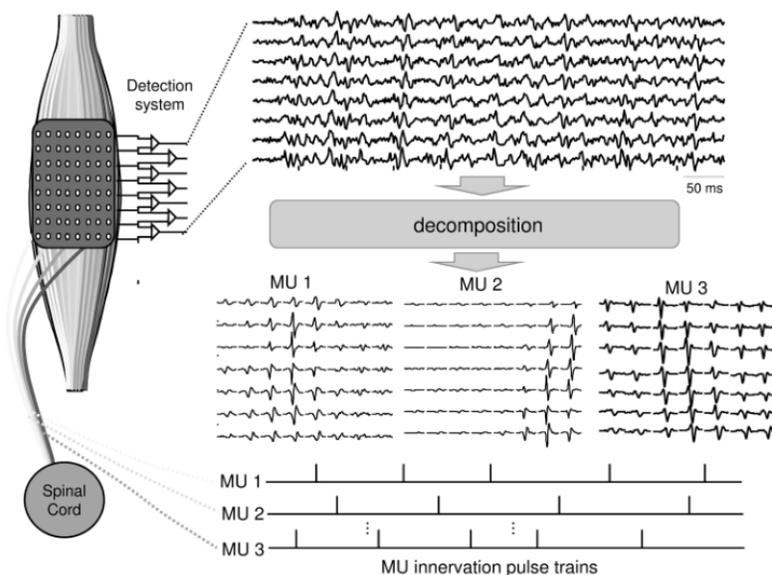


Figura 36: Schema del processo di decomposizione dell'HD-EMG multi-canale. La figura mostra la registrazione dei segnali tramite un sistema multi-elettrodo (8×8 elettrodi) e l'estrazione dei treni di spike delle unità motorie (MUs) attraverso metodi di decomposizione. [6]

Rispetto all'elettromiografia intramuscolare, l'HD-EMG presenta diverse peculiarità che influenzano le tecniche di decomposizione. In particolare, i segnali HD-EMG mostrano un grado significativamente più elevato di somiglianza tra i MUAP di diverse unità motorie, una sovrapposizione molto più marcata dei MUAP (a causa della maggiore durata dei potenziali d'azione e del numero elevato di unità motorie) e un rapporto segnale-rumore (SNR) sensibilmente più basso, dovuto principalmente agli effetti di filtraggio passa-basso causati dalla cute e dai tessuti sottocutanei [56].

Queste differenze rendono inadeguato l'uso di tecniche di decomposizione sviluppate per l'EMG intramuscolare, come il template matching, quando si tratta di decomporre segnali HD-EMG. Per risolvere queste problematiche, sono stati sviluppati metodi specifici per l'HD-EMG, tra cui le tecniche di Blind Source Separation (BSS), come l'Independent Component Analysis (ICA) e il Convolutional Kernel Compensation (CKC), che permettono di affrontare la sovrapposizione dei segnali e migliorare l'accuratezza della decomposizione. Questi approcci sfruttano la combinazione dei segnali provenienti da array multi-elettrodo per isolare i potenziali d'azione delle unità motorie (MUAP) [56].

Le principali tecniche BSS utilizzate nell'HD-EMG sono:

- **Analisi delle Componenti Indipendenti (Independent Component Analysis - ICA):** Utilizza modelli statistici per separare i segnali di origine indipendente. Questo metodo si basa sull'assunzione che i segnali delle unità motorie (MU) siano statisticamente indipendenti tra loro. Tuttavia, l'efficacia dell'ICA può risultare limitata quando le sorgenti non sono completamente indipendenti, come spesso accade nei segnali HD-EMG dove i potenziali di azione di MU adiacenti possono sovrapporsi [57] [56].

- **Analisi tramite Convolutional Kernel Compensation (CKC):** Il metodo CKC utilizza un modello convolutivo per compensare la variabilità delle forme d'onda delle MU tra i canali, migliorando la precisione nella decomposizione dei segnali HD-EMG. Questo metodo permette di modellare la propagazione del segnale da ciascun motoneurone ai canali di registrazione, tenendo conto delle differenze tra i potenziali d'azione delle unità motorie [56].

10.2 Problemi e sfide legate alla decomposizione dell'HD-EMG

La decomposizione dei segnali HD-EMG rappresenta una sfida complessa a causa di diverse problematiche tecniche e metodologiche, che possono influenzare la precisione e l'affidabilità dei risultati. Le principali difficoltà sono legate a:

- **Sovrapposizione dei potenziali di azione (MUAP):** durante contrazioni di alta intensità o in muscoli con alta densità di reclutamento, i MUAP provenienti da più unità motorie tendono a sovrapporsi, riducendo la capacità di distinguere i singoli segnali. Questo è particolarmente problematico durante movimenti dinamici, dove la forma d'onda dei MUAP varia rapidamente, compromettendo l'efficacia dei metodi basati su Template Matching [56].
- **Bassa Risoluzione Spaziale dei Segnali Superficiali:** L'HD-EMG utilizza matrici di elettrodi superficiali che registrano segnali con risoluzione spaziale limitata, specialmente se confrontato con l'EMG intramuscolare. Questo riduce l'accuratezza della decomposizione, specialmente quando le unità motorie sono vicine tra loro [56].

- **Rumore e Filtraggio Passa-Basso:** I segnali HD-EMG sono influenzati dal rumore di fondo e dal filtraggio causato dalla pelle e dai tessuti sottocutanei, che riducono il rapporto segnale-rumore (SNR) [54]. Questo problema è più pronunciato durante contrazioni di bassa intensità e in condizioni dinamiche.
- **Variazione della Forma d'Onda durante il Movimento:** I movimenti articolari e la variazione della postura alterano la geometria muscolo-elettrodo, provocando variazioni nei segnali MUAP registrati. Queste variazioni compromettono i metodi di decomposizione che assumono stabilità nella forma d'onda. Per migliorare l'accuratezza della decomposizione in condizioni dinamiche, sono stati sviluppati metodi di decomposizione adattiva, come quelli proposti da Yeung et al. (2024), che adattano i filtri in tempo reale per compensare le variazioni della geometria muscolo-elettrodo e dei profili MUAP durante i cambiamenti di postura e intensità di contrazione [58].

Tecniche Alternative e Innovazioni

Negli ultimi anni, nonostante i progressi significativi nelle tecniche di decomposizione dell'HD-EMG, metodi consolidati come l'ICA e il CKC presentano ancora importanti limitazioni. In particolare, l'ICA, pur essendo ampiamente utilizzata, mostra una ridotta efficacia in condizioni dinamiche e con segnali ad alta sovrapposizione. Allo stesso modo, il CKC, pur migliorando la risoluzione spaziale, risulta meno adatto a situazioni in cui i segnali MUAP variano rapidamente a causa di cambiamenti di postura o movimenti articolari. Queste limitazioni hanno stimolato la ricerca di tecnologie più avanzate per aumentare l'accuratezza della decomposizione dei segnali HD-EMG.

- **Swarm-Contrastive Decomposition (SCD)**: Una nuova e promettente tecnologia in questo contesto è la Swarm-Contrastive Decomposition (SCD), recentemente proposta da Grison et al. (2025). L'SCD rappresenta un'evoluzione rispetto ai metodi tradizionali grazie alla sua capacità di adattarsi dinamicamente alle caratteristiche del segnale. A differenza delle tecniche convenzionali, che utilizzano funzioni di contrasto fisse per separare i segnali, l'SCD aggiorna in modo iterativo la funzione di contrasto stessa in base alla distribuzione dei dati rilevati. Questo approccio consente una migliore separazione dei segnali anche in presenza di alta interferenza o rumore. L'elemento innovativo dell'SCD è l'utilizzo di un algoritmo di ottimizzazione swarm per migliorare la separazione tra sorgenti simili, massimizzando la discriminazione tra unità motorie adiacenti. In scenari complessi, come contrazioni balistiche o segnali con elevata sincronizzazione, l'SCD ha dimostrato di identificare fino a tre volte più unità motorie rispetto ai metodi convenzionali, garantendo al contempo una maggiore precisione nella stima dei tempi di attivazione. Grazie alla capacità di adattarsi in tempo reale e di gestire condizioni dinamiche, l'SCD rappresenta un importante passo avanti nella decomposizione non invasiva dell'HD-EMG, rendendola una tecnologia promettente per studi di controllo motorio e applicazioni cliniche [59].

10.3 Strumenti per l'HD-EMG: MEACS

I dispositivi MEACS (Modular, Smart, and Wearable Systems for HD-sEMG Detection) sono stati sviluppati per superare le limitazioni degli approcci tradizionali nell'acquisizione di segnali HD-sEMG, in particolare in contesti dinamici. L'obiettivo principale è migliorare la portabilità e la robustezza del sistema, riducendo al minimo i movimenti artefattuali causati dai cavi e dai cambiamenti di postura.

Caratteristiche Tecniche

I sistemi MEACS si basano su un'architettura modulare e wireless, che garantisce una maggiore flessibilità nell'acquisizione di segnali provenienti da più muscoli simultaneamente. Ogni modulo (SU - Sensor Unit) è costituito da un amplificatore miniaturizzato a 32 canali, che acquisisce segnali sEMG monopolari con una frequenza di campionamento di 2048 sps e una risoluzione di 16 bit. Grazie alla trasmissione wireless, i dati possono essere inviati a un dispositivo mobile o a un computer per la visualizzazione e l'archiviazione in tempo reale.

I moduli SU sono progettati per essere estremamente compatti (3.4 cm × 3 cm × 1.5 cm), come si può osservare in (Figura 37), e leggeri (16.7 g), consentendo l'applicazione diretta agli array di elettrodi senza la necessità di cablaggi aggiuntivi. Questa configurazione riduce notevolmente il rischio di artefatti da movimento e migliora la portabilità complessiva del sistema.

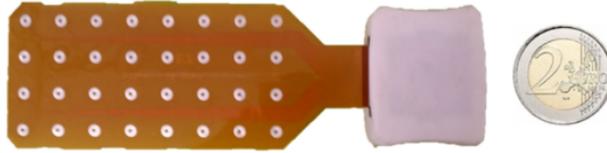


Figura 37: Dispositivo MEACS utilizzato per l'acquisizione di segnali HD-EMG. A confronto, una moneta da 2 euro per scala dimensionale [55].

Il cuore del dispositivo è il chip Intan RHD2132, che offre un'acquisizione del segnale ad alta precisione e una gestione avanzata della sincronizzazione tra moduli multipli. La trasmissione dei dati avviene tramite protocollo Wi-Fi, garantendo un'ampia copertura di misura e un'elevata velocità di trasmissione senza perdita di dati (fino a 22 m di distanza con una latenza media di 12 ms) [55].

Applicazioni Pratiche

I dispositivi MEACS sono stati testati in una vasta gamma di scenari sperimentali, inclusi movimenti dinamici come estensioni della gamba, camminata, ciclismo e salti verticali. In tutti i casi, il sistema ha dimostrato una qualità del segnale elevata e un'assenza significativa di artefatti da movimento, anche durante attività complesse come la pedalata a diverse velocità e il salto con contro-movimento.

Grazie alla loro modularità e capacità di integrazione con dispositivi mobili, i sistemi MEACS rappresentano una soluzione ideale per l'acquisizione di HD-sEMG in contesti reali e dinamici. Inoltre, la loro robustezza contro gli artefatti li rende particolarmente adatti per studi sul controllo motorio in arrampicatori e altri atleti, come previsto nella presente tesi.

L'uso di dispositivi MEACS apre nuove prospettive nel monitoraggio neuromuscolare in condizioni dinamiche, offrendo una combinazione ottimale tra portabilità, accuratezza e resistenza ai disturbi. Questo approccio può rivoluzionare lo studio della fatica muscolare in attività sportive complesse, fornendo dati di alta qualità anche in ambienti non controllati.

11 Sinergie Muscolari e Modes

Le sinergie muscolari rappresentano l'organizzazione coordinata di gruppi muscolari per la produzione di movimenti stabili ed efficienti. Questo concetto si basa sull'idea che il sistema nervoso centrale (CNS) non controlli i muscoli singolarmente, ma piuttosto coordini insiemi di muscoli come unità funzionali, note come modes o muscle synergies. Le sinergie sono meccanismi neurali che stabilizzano variabili importanti (caratteristiche) a scapito di un'elevata variabilità a livello degli elementi, caratterizzando il comportamento biologico a diversi livelli [60]. Secondo Latash (2023), il controllo delle sinergie si basa sulla manipolazione di coordinate di riferimento spaziali (RC), ovvero punti nello spazio che il sistema nervoso utilizza per definire la posizione desiderata di una parte del corpo, e sull'integrazione di segnali afferenti ed efferenti, garantendo la stabilità del movimento anche in presenza di variabilità interna del sistema neuromuscolare [61].

11.1 Estrazione delle Modes

Le sinergie muscolari rappresentano la combinazione coordinata di più muscoli che lavorano insieme per realizzare un movimento complesso. Tuttavia, per comprendere come queste sinergie vengano effettivamente scomposte in componenti fondamentali, è necessario introdurre il concetto di modes.

Le modes sono i pattern fondamentali di attivazione muscolare che emergono dalla decomposizione delle sinergie (Figura 38). Mentre la sinergia rappresenta l'insieme coordinato di muscoli attivi durante un movimento, il mode è l'elemento strutturale che descrive l'attivazione simultanea di specifici muscoli all'interno della sinergia stessa [60].

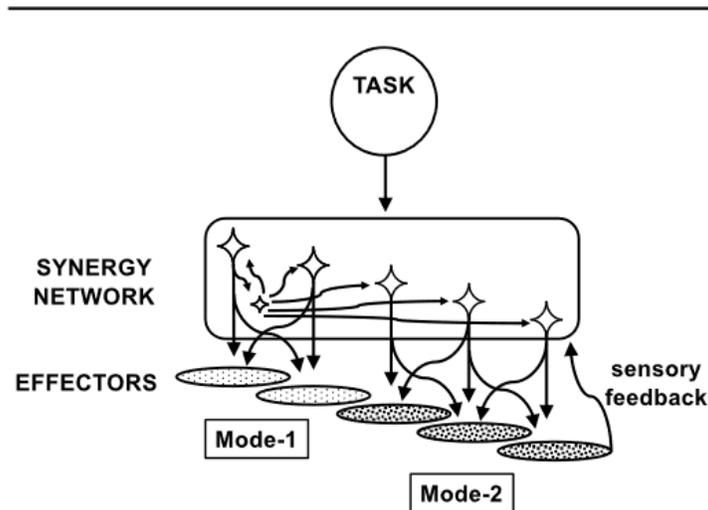


Figura 38: Schema che rappresenta come emergano i modes (gruppi muscolari coordinati) all'interno di una rete sinergica. Un sistema di controllo gerarchico fornisce l'input alla rete neurale, che attiva simultaneamente gruppi di muscoli (modes) per realizzare il compito motorio. Il controllo è modulato dal feedback sensoriale, contribuendo alla stabilità delle variabili rilevanti [60].

Per ottenere i modes dalle sinergie, si utilizzano tecniche di decomposizione matematica che riducono la complessità dei dati EMG, mantenendo solo le componenti principali del segnale. Tra i metodi più utilizzati troviamo:

- **Analisi delle Componenti Principali (PCA):** è un metodo quantitativamente rigoroso utilizzato per ridurre la dimensionalità dei dati multivariati. La PCA genera un nuovo insieme di variabili, chiamate componenti principali, che sono combinazioni lineari delle variabili originali.

Ogni componente principale è ortogonale rispetto alle altre, garantendo l'assenza di ridondanza informativa. Le componenti principali, prese nel loro insieme, formano una base ortogonale per lo spazio dei dati.

Il primo componente principale è un singolo asse nello spazio, proiettando ogni osservazione su quell'asse si ottiene una nuova variabile, la cui varianza è la massima tra tutte le scelte possibili.

Il secondo componente principale è un altro asse, perpendicolare al primo, che genera una seconda nuova variabile, anch'essa con la massima varianza tra tutte le scelte rimanenti. Grazie alla PCA, è possibile rappresentare la maggior parte della varianza presente nei dati utilizzando un numero ridotto di componenti principali, semplificando così l'analisi e l'interpretazione delle variabili complesse [62].

- **Nonnegative Matrix Factorization (NMF)**: è una tecnica di riduzione dimensionale basata su un'approssimazione a bassa dimensione dello spazio delle caratteristiche. Oltre a ridurre il numero di caratteristiche, l'NMF garantisce che le caratteristiche siano non negative, producendo modelli additivi che rispettano, ad esempio, la non negatività delle quantità fisiche.

Dati una matrice non negativa X di dimensioni $m \times n$ e un numero intero positivo $k < \min(m, n)$, l'NMF trova due matrici non negative W di dimensioni $m \times k$ e H di dimensioni $k \times n$ che minimizzano la norma della differenza $X - WH$. Le matrici W e H sono quindi fattori non negativi approssimati di X .

Le k colonne di W rappresentano le trasformazioni delle variabili in X , mentre le k righe di H rappresentano i coefficienti delle combinazioni lineari delle n variabili originali in X che producono le variabili trasformate in W . Questa tecnica è particolarmente utile per garantire che i risultati siano interpretabili, in quanto i coefficienti non negativi riflettono quantità fisiche o segnali che non possono assumere valori negativi [63].

Interpretazione dei Modes

Dopo aver estratto i modes dalle unità motorie post-decomposizione, è fondamentale interpretarli nel contesto del compito motorio. In generale:

- Il primo mode tende a rappresentare il pattern di attivazione motoria più significativo, correlato alla funzione principale svolta dalle unità motorie durante il compito.
- I modes successivi possono rappresentare adattamenti o compensazioni delle unità motorie, come il contributo di muscoli stabilizzatori per mantenere l'equilibrio o adattarsi a variazioni del carico.

Importanza dell'Analisi dei Modes

L'analisi dei modes derivati dall'EMG delle unità motorie post-decomposizione consente di:

1. Ridurre la complessità dei segnali EMG post-decomposizione, isolando i pattern principali di attivazione delle unità motorie.
2. Identificare strategie di controllo motorio, come il reclutamento sequenziale delle unità motorie, analizzando la loro collaborazione per eseguire il movimento richiesto.
3. Confrontare soggetti con diverse abilità motorie, rilevando differenze nei modes dominanti derivati da schemi di attivazione specifici delle unità motorie.

12 Metodi

12.1 Partecipanti

I dati analizzati in questo studio derivano da una raccolta sperimentale pregressa condotta presso la palestra *B-Side* di Torino, nell'ambito di una precedente tesi magistrale. Il campione era costituito da **43 arrampicatori praticanti (33 uomini e 10 donne)**, tutti in buono stato di salute al momento dell'esperimento e senza patologie agli arti superiori.

I soggetti sono stati suddivisi in due gruppi in base al *livello di abilità dichiarato* nell'arrampicata sportiva su roccia o indoor, secondo la *scala francese IRCRA*, ampiamente utilizzata in ambito scientifico per classificare le prestazioni in arrampicata:

- **Livello intermedio:** da 5a a 6c+;
- **Livello avanzato:** da 7a a 8a.

Prima di partecipare allo studio, tutti i soggetti hanno ricevuto *informazioni dettagliate* sulle finalità dell'esperimento e hanno firmato un *modulo di consenso informato*. Lo studio originale è stato approvato dal **Comitato Etico del Politecnico di Torino** (protocollo **98992/2023**) e condotto in conformità con la *Dichiarazione di Helsinki (DoH)*.

12.2 Protocollo sperimentale

Il protocollo sperimentale prevedeva l'esecuzione di esercizi di sospensione isometrica su prese di diverse profondità (15, 20 e 30 mm), utilizzando la *presa in half crimp*, una delle più comuni nell'allenamento per l'arrampicata (Figura 39). I soggetti venivano istruiti a mantenere la sospensione fino al punto di esaurimento muscolare, ovvero quando non erano più in grado di sostenere il proprio peso corporeo in modo controllato.

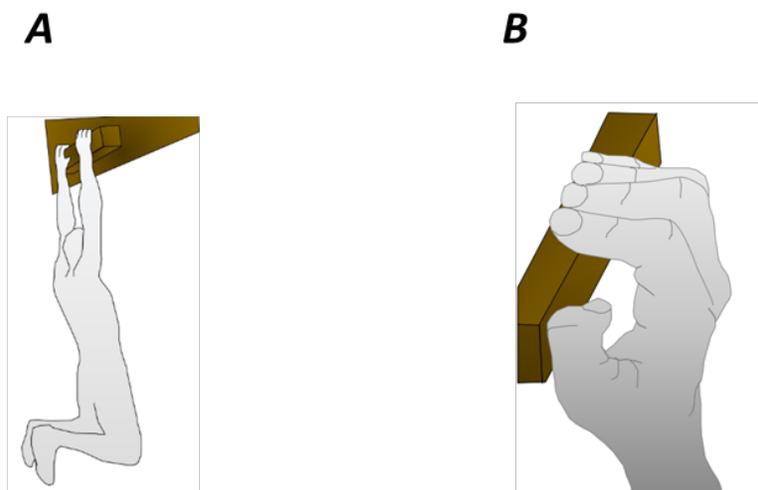


Figura 39: (A) Esercizio in sospensione. (B) Presa in half crimp al campus board.

La sessione includeva una fase di riscaldamento di 15 minuti, seguita da tre prove di sospensione isometrica, una per ciascuna profondità di presa. Le prove erano intervallate da 10 minuti di riposo per prevenire l'effetto cumulativo della fatica (Figura 40).

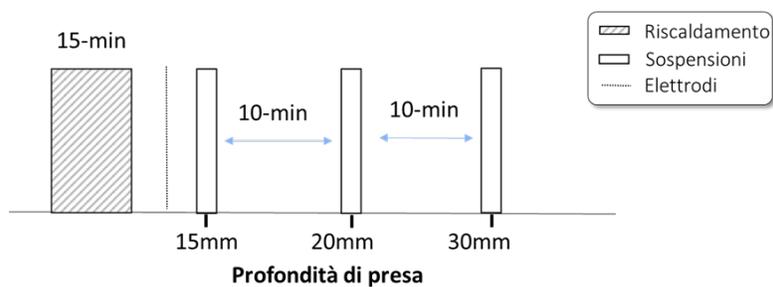


Figura 40: Sequenza temporale del protocollo sperimentale: riscaldamento iniziale, seguito da tre prove di sospensione a profondità crescente (15 mm, 20 mm, 30 mm) con 10 minuti di riposo tra una prova e l'altra.

Durante ogni prova, i soggetti si posizionavano sul campus board con le ginocchia flesse e i piedi sollevati dal suolo. La postura veniva mantenuta fino al cedimento muscolare. Le prove venivano video-registrate per consentire una corretta identificazione dell'inizio e della fine della sospensione.

Due esempi di configurazione sperimentale sono illustrati in Figura 41, che mostra un soggetto di livello avanzato su una presa da 30 mm e uno intermedio su presa da 20 mm.



(a)



(b)

Figura 41: (A) Soggetto di livello avanzato in sospensione isometrica sulla presa da 30 mm. (B) Soggetto di livello intermedio in sospensione isometrica sulla presa da 20 mm.

Per registrare l'attività elettrica dei muscoli flessori delle dita, è stata impiegata una matrice di elettrodi ad alta densità con 64 canali disposti in una griglia 8x8 (composta in realtà da due matrici 4x8 ciascuna collegata ad un MEACS). La configurazione spaziale della matrice è mostrata in Figura 42.

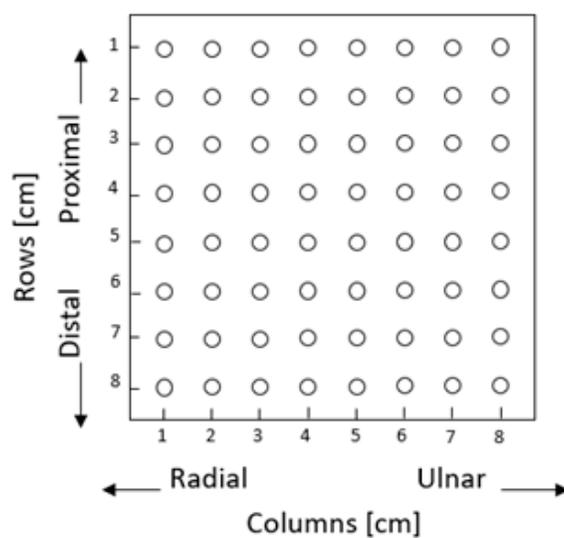


Figura 42: Posizionamento della matrice di elettrodi nello spazio: disposizione 8x8 secondo gli assi radiale-ulnare e prossimale-distale.

Per consentire la normalizzazione spaziale dei dati EMG, sono state rilevate quattro circonferenze dell'avambraccio in punti standardizzati: al polso e a $1/4$, $1/2$ e $3/4$ della lunghezza dell'avambraccio (Figura 43).

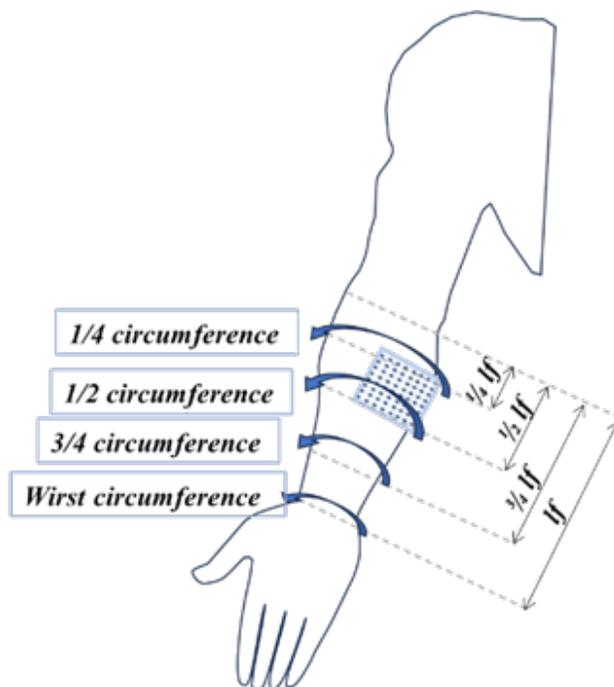


Figura 43: Quattro misure di circonferenza dell'avambraccio, rilevate al polso e a 1/4, 1/2 e 3/4 della lunghezza dell'avambraccio.

Il posizionamento della matrice sul muscolo flessore comune superficiale seguiva riferimenti anatomici precisi, come illustrato in Figura 44, per garantire una registrazione coerente e comparabile tra i soggetti. Una biadesiva, riempita con pasta conduttiva (Ten20® conductive paste, Weaver and Company), veniva utilizzata per fissare la matrice dopo aver deterso la pelle con un gel abrasivo (Nuprep® Skin Prep Gel, Weaver and Company). Un elettrodo di riferimento veniva posizionato sull'epicondilo laterale.

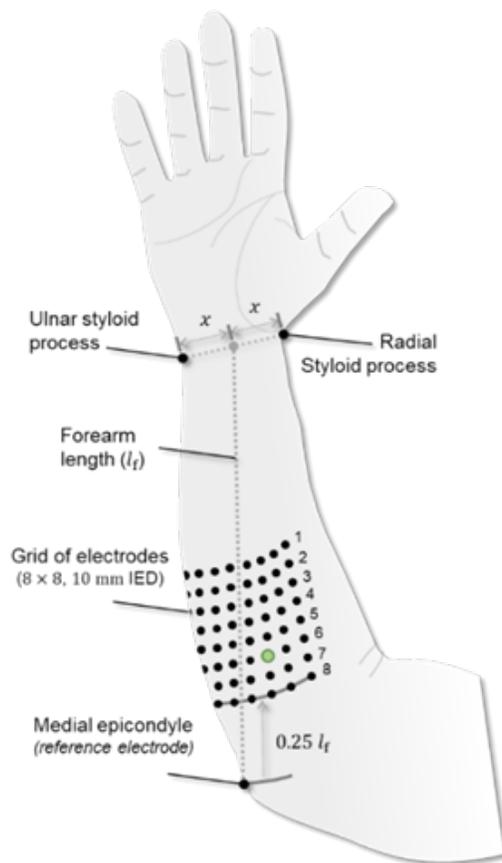


Figura 44: Posizionamento della matrice di elettrodi sull'avambraccio, in riferimento ai punti anatomici rilevanti: epicondilo mediale, processo stiloideo e lunghezza dell'avambraccio.

12.3 Strumentazione per l'acquisizione dei segnali

12.3.1 MEACS

L'acquisizione dell'attività elettromiografica è stata effettuata mediante il sistema **MEACS** (Miniaturized EMG ACquisition System), un dispositivo wireless e modulare per la registrazione ad alta densità dei segnali EMG di superficie (HD-sEMG). Il sistema è stato sviluppato dal LISiN (Politecnico di Torino) ed è certificato come dispositivo medico di Classe I secondo il Regolamento (UE) 2017/745.

Ogni *Sensor Unit (SU)* dei MEACS è in grado di acquisire e trasmettere **32 canali monopolari** con una risoluzione di **16 bit**, frequenza di campionamento di **2048 Hz** e banda passante compresa tra **10–500 Hz**. I segnali vengono trasmessi in tempo reale a un ricevitore (PC, tablet o smartphone) tramite connessione **Wi-Fi a 2.4 GHz**, con una distanza operativa fino a **15 m indoor** e una perdita dati inferiore allo 0.02%. Il sistema presenta un rapporto di reiezione del modo comune (*CMRR*) di **82 dB** e una impedenza d'ingresso pari a **1.3 G Ω a 10 Hz**. La gamma di input gestibile è di **10 mVpp**, mentre il rumore riferito all'ingresso (RTI) è inferiore a **3 μ V RMS** [64].

La matrice di elettrodi ad alta densità è collegata direttamente al connettore a 32 poli del modulo SU (senza necessità di adattatori), e viene posizionata sull'avambraccio dominante come descritto nella figura 45. L'orientamento spaziale segue l'asse prossimale-distale (righe) e radiale-ulnare (colonne), con una inter-elettrodo distance (IED) di 10 mm.

Per la raccolta e la visualizzazione dei segnali è stato utilizzato il software **Bp** sviluppato da LISiN. Il programma consente la configurazione dei dispositivi MEACS, la sincronizzazione con stimoli esterni, la visualizzazione in tempo reale e la registrazione dei dati per ogni canale. L'interfaccia di configurazione consente di selezionare la griglia, il guadagno degli amplificatori, la modalità di trigger, e la cartella di destinazione per il salvataggio dei dati.

12.3.2 Altri strumenti

Per la sincronizzazione dell'attività EMG con l'inizio e la fine dell'esercizio è stato utilizzato il modulo **SyncU**, un sistema wireless progettato e prototipato presso il laboratorio LISiN (Politecnico di Torino, Italia). Il sistema è composto da un modulo trasmettitore (*SyncU-Tx*) e da un modulo ricevitore (*SyncU-Rx*), collegato a ciascun dispositivo MEACS impiegato (visibile nella parte sinistra della Figura 45). L'alimentazione del modulo avviene tramite alimentatore USB a 5V.

Nel presente studio è stata adottata la *modalità manuale*, con generazione di impulsi a 1 Hz mediante un generatore esterno. Gli impulsi venivano inviati sia all'inizio che al termine del compito motorio, con una latenza stimata di $400 \mu s$, valore inferiore al periodo di campionamento del segnale EMG [55]. Le dimensioni dei moduli SyncU sono pari a $28 \times 24 \times 12$ mm.

Oltre al modulo di sincronizzazione, è stato utilizzato un **registratore video** per supportare la selezione del periodo effettivo di sospensione. Le prove sono state registrate tramite uno smartphone Samsung Galaxy S20 FE, con risoluzione video 4K a 60 fps (o in alternativa HD 1080p a 60 fps). La videocamera era posizionata posteriormente rispetto al soggetto, in modo tale da garantire l'anonimato (assenza di ripresa del volto).

Le registrazioni sono state utilizzate per individuare con precisione l'inizio (momento in cui il soggetto si appende) e la fine del compito (rilascio della presa o comparsa di movimenti compensatori evidenti), così da selezionare il segmento di segnale EMG valido per l'analisi.

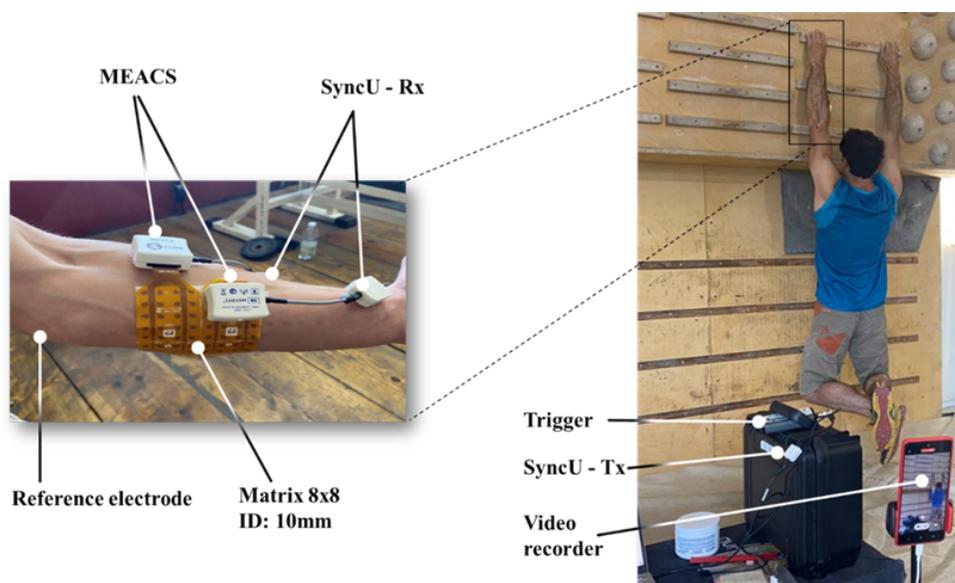


Figura 45: Esempio di configurazione sperimentale. A sinistra: posizionamento della doppia sonda MEACS sull'avambraccio dominante, con vista dei moduli di acquisizione e della matrice di elettrodi. A destra: fase di sospensione isometrica su campus board, con visibilità dei cavi, del sistema di sincronizzazione e del registratore video utilizzato per l'analisi post-task.

12.4 Pre-processing dei segnali

I segnali EMG grezzi acquisiti tramite sistema MEACS sono stati pre-processati in MATLAB al fine di renderli compatibili con la decomposizione automatica in DEMUSE[®]. L'intero processo ha seguito i seguenti passaggi:

1. **Lettura dei file di segnale:** sono stati letti i file binari generati dal sistema MEACS per entrambe le sonde (A e B), contenenti i 32 canali EMG e il segnale ausiliario utilizzato per la sincronizzazione.
2. **Sincronizzazione delle sonde:** i segnali provenienti dalle due sonde sono stati allineati temporalmente identificando il primo impulso presente nel canale ausiliario e correggendo l'eventuale disallineamento.
3. **Equalizzazione delle lunghezze:** i segnali, una volta sincronizzati, grazie all'utilizzo del canale ausiliario, sono stati troncati alla stessa lunghezza (numero minimo di campioni comuni), così da poter essere concatenati in un'unica matrice.
4. **Ritaglio del compito motorio:** è stata isolata la porzione di segnale corrispondente alla fase isometrica del compito motorio, convertendo i frame video di inizio e fine sospensione nei corrispondenti campioni temporali.
5. **Riorganizzazione dei canali:** i canali EMG sono stati ordinati secondo la disposizione spaziale della griglia elettrodica (8×8), rispettando l'organizzazione prossimale-distale e radiale-ulnare.
6. **Conversione in millivolt:** i dati, originariamente acquisiti come numeri interi a 16 bit, sono stati convertiti in millivolt in base ai parametri di sistema (guadagno e tensione di riferimento), ed è stata rimossa la componente continua.

7. **Interpolazione dei canali corrotti:** i canali segnalati come non fisiologici o rumorosi sono stati sostituiti con la media dei canali spazialmente adiacenti, per ripristinare la continuità topografica del segnale.
8. **Formattazione e salvataggio per DEMUSE:** il segnale preprocessato è stato suddiviso in celle secondo la griglia 8×8 e salvato in un file contenente i metadati richiesti (frequenza di campionamento, distanza inter-elettrodo, descrizione della prova, ecc.). I file sono stati organizzati in una cartella dedicata per l'elaborazione batch in DEMUSE.

12.5 Decomposizione segnali EMG e editing dei segnali decomposti

Dopo la registrazione, i segnali EMG sono stati elaborati interamente tramite il software DEMUSE, che ha permesso sia la decomposizione automatica che l'editing manuale dei segnali. DEMUSE si basa su un algoritmo validato di tipo Convolution Kernel Compensation (CKC), descritto da Holobar e Zazula (2007) [65], e successivamente implementato in un'interfaccia interattiva per l'analisi di segnali HD-EMG [66]. L'algoritmo consente l'identificazione affidabile dei pattern di sparo delle unità motorie (MU) anche in condizioni di elevato rumore o contrazione sostenuta.

Prima di procedere all'editing manuale su DEMUSE, è stato effettuato un controllo preliminare della qualità delle unità motorie (MU) decomposte tramite la visualizzazione in ambiente MATLAB delle forme d'onda medie dei potenziali d'azione (MUAPs), ottenute con il metodo Spike-Triggered Averaging (STA), e della distribuzione spaziale delle ampiezze RMS sulle griglie HD-EMG. Durante questa fase sono state scartate le MU che presentavano forme d'onda chiaramente non fisiologiche, un numero troppo esiguo di potenziali rilevati (firing), o un basso rapporto segnale-rumore (PNR).

La figura 46 mostra un esempio della visualizzazione finale, relativa esclusivamente alle MU che hanno superato questo primo step di selezione e che sono state successivamente sottoposte all'editing manuale in ambiente DEMUSE.

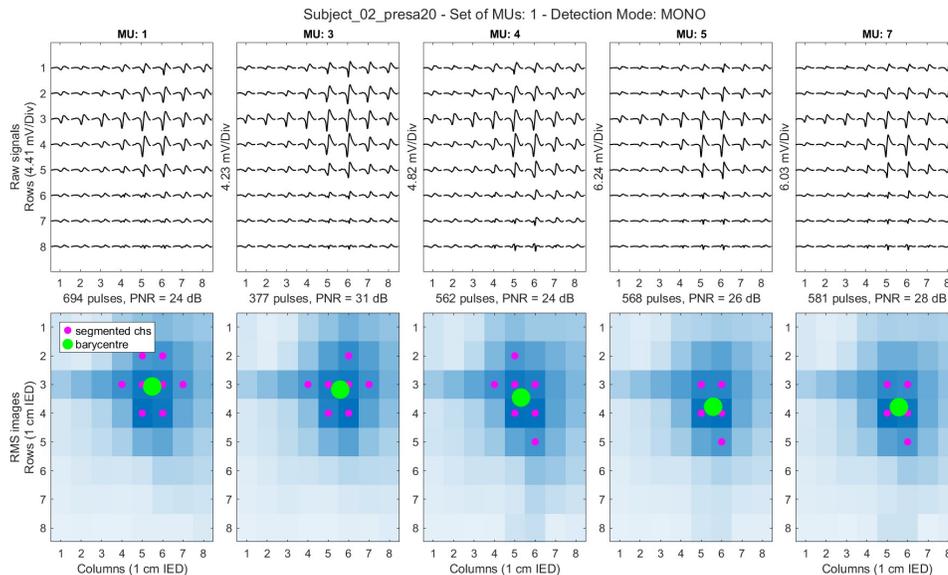


Figura 46: Esempio della visualizzazione finale delle forme d'onda medie dei potenziali d'azione delle unità motorie (MUAPs) ottenute tramite Spike-Triggered Averaging (STA) in MATLAB, successiva alla rimozione delle MU non fisiologiche. Nella parte inferiore è mostrata la distribuzione spaziale delle ampiezze RMS con indicazione dei canali segmentati (viola) e dei relativi baricentri (verde).

Durante l'editing, effettuato anch'esso all'interno dell'ambiente DEMUSE, sono state selezionate manualmente le MU ritenute fisiologicamente affidabili da includere nell'analisi. Questa fase si è rivelata particolarmente critica a causa delle impegnative condizioni di acquisizione (contrazioni isometriche prolungate, alta intensità e marcato affaticamento).

Oltre al valore di PNR, è stato applicato un ulteriore criterio basato sull'intervallo di scarica istantaneo (IDR): gli spike con frequenza superiore a 40 Hz o inferiore a 4 Hz sono stati rimossi in quanto non fisiologici. Tuttavia, nei casi in cui le MU presentavano pause prolungate nel firing (assenza di spari > 250 ms), attribuibili a fasi di dereclutamento temporaneo, il primo spike successivo è stato mantenuto se coerente con un nuovo ciclo di attivazione.

Nel corso della revisione manuale, sono inoltre state apportate correzioni ai treni di sparo per migliorarne l'affidabilità: sono stati aggiunti firing fisiologici non rilevati dall'algoritmo e rimossi quelli ritenuti non fisiologici o anomali. Questi ultimi, spesso definiti *spuri*, corrispondono a eventi registrati dal software ma privi delle caratteristiche tipiche di uno spike reale, come ampiezza, morfologia o regolarità temporale.

La selezione è quindi avvenuta secondo un approccio multifattoriale, che ha integrato criteri quantitativi (valore di PNR) e qualitativi (morfologia del MUAP e pattern di firing rate), come suggerito anche dalla letteratura [67, 68].

Tali criteri sono coerenti con le raccomandazioni attualmente in uso per la validazione dei risultati di decomposizione, come riportato da Del Vecchio et al. (2020) [69].

In particolare:

- **PNR (Pulse-to-Noise Ratio):**

- Le MU con $\text{PNR} \geq 28 \text{ dB}$ sono state considerate *di elevata qualità* e mantenute, previa conferma visiva (Figura 47).

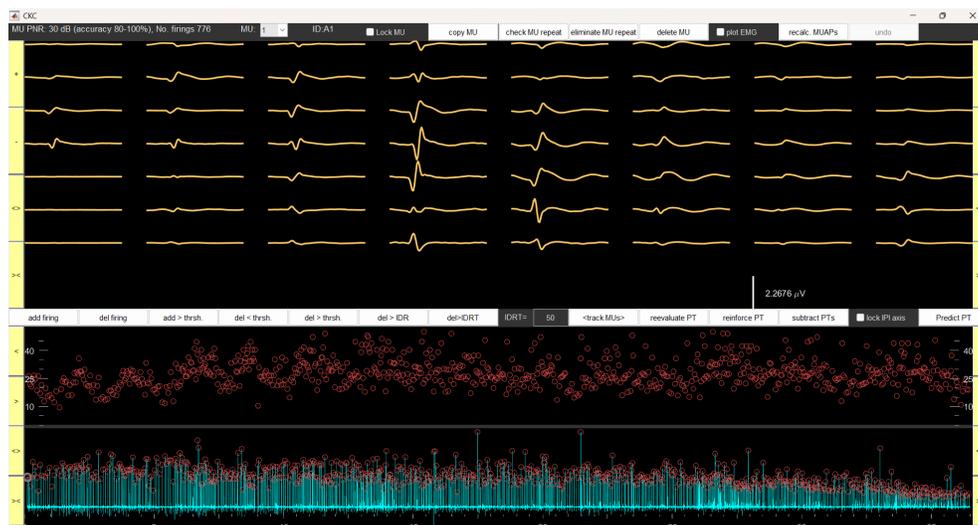


Figura 47: Esempio di MU fisiologicamente valida ($\text{PNR} = 30 \text{ dB}$). Il MUAP mostra coerenza spaziale su più canali e un firing rate stabile (Soggetto 11, Trial presa 20 mm, MU 1).

- Le MU con PNR compreso tra 20 e 28 dB sono state *valutate caso per caso*, considerando la coerenza della forma d'onda e del firing rate (Figura 48).

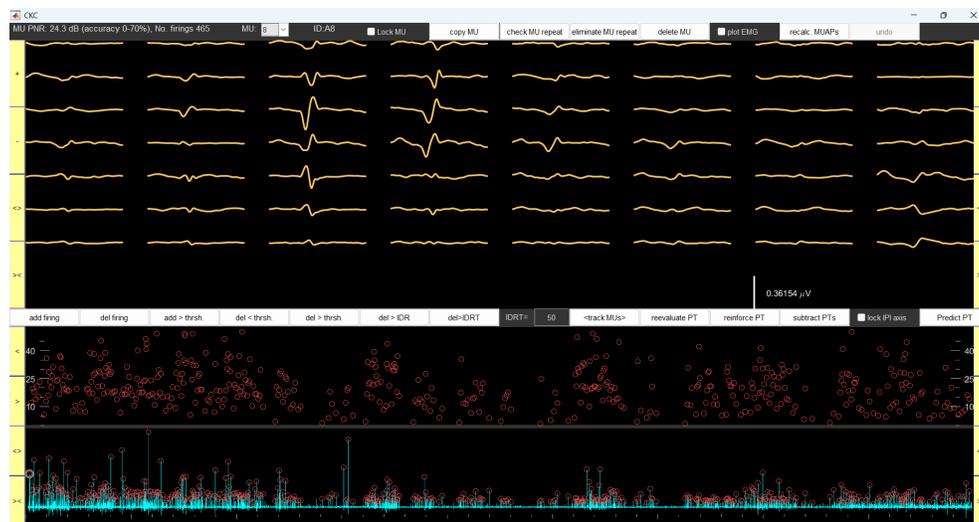


Figura 48: MU con PNR moderato (24.3 dB). Il MUAP mostra una morfologia accettabile, ma con firing più sparso e maggiore variabilità (Soggetto 13, Trial presa 30 mm, MU 8).

- Le MU con PNR < 20 dB sono state generalmente *scartate*, a meno di evidenza visiva di fisiologia accettabile (Figura 49).

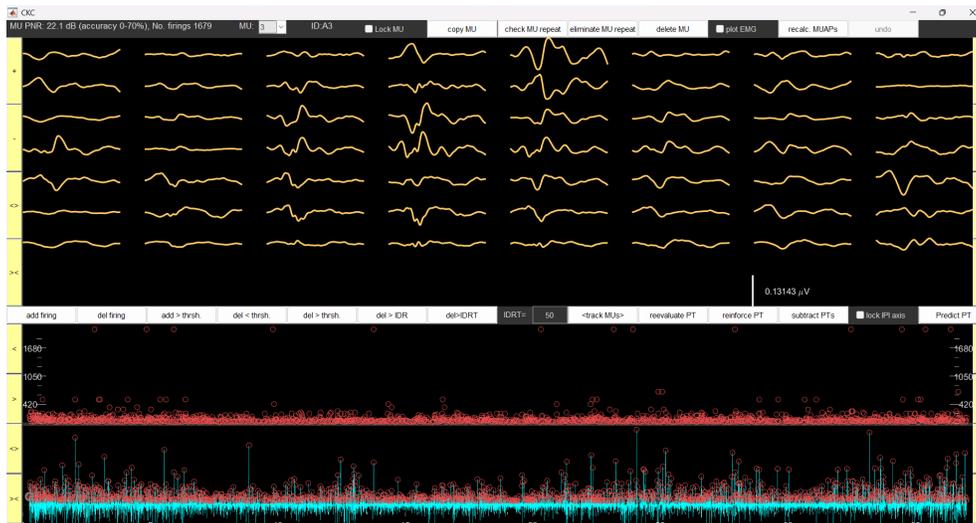


Figura 49: MU con PNR basso (19 dB). Il MUAP è caotico e rumoroso, privo di morfologia fisiologica riconoscibile. Questa MU è stata esclusa (Soggetto 13, Trial presa 20 mm, MU 3).

- **Fisiologia del MUAP:** è stata analizzata la forma spaziale del potenziale su tutta la griglia. MUAP regolari e coerenti su più canali sono stati considerati attendibili, mentre MUAP caotici, piatti o eccessivamente rumorosi sono stati scartati.
- **Pattern del firing rate:** sono stati valutati la densità e la regolarità degli spike. In particolare, sono state incluse anche MU con firing *disperso* a “*nuvola di punti*” solo se accompagnate da MUAP fisiologicamente valido (Figura 50).

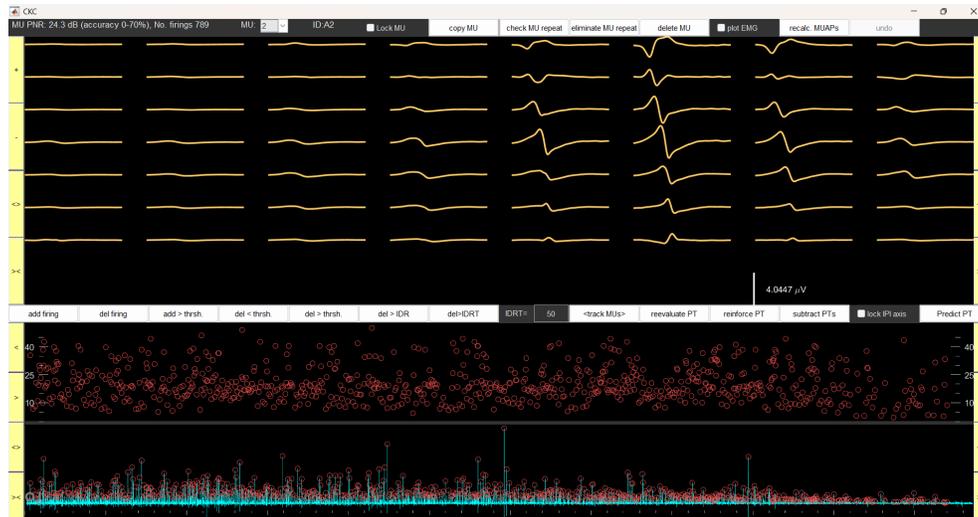


Figura 50: MU con PNR accettabile (22.1 dB), ma pattern di firing visivamente disorganizzato (“nuvola di punti”). È stata mantenuta grazie alla buona morfologia del MUAP (Soggetto 14, Trial presa 30 mm, MU 2).

Questo approccio è coerente con quanto riportato da [70], secondo cui il valore soglia comunemente utilizzato per il *Peak-to-Noise Ratio* (PNR) è 30 dB; tuttavia, in condizioni difficili (muscoli affaticati o contrazioni intense) motoneuroni con PNR inferiori possono risultare fisiologicamente significativi, purché confermati da un’ispezione visiva della consistenza dei MUAP e degli intervalli inter-spike (ISI). Analogamente, [71] hanno dimostrato che, pur adottando una soglia locale di 28 dB per la selezione iniziale delle unità, la sensibilità e la precisione del metodo rimangono superiori al 90% anche quando il PNR globale delle unità scende sensibilmente sotto i 30 dB; nel loro studio sono state identificate unità con PNR intorno a 20 dB che presentavano ancora elevata affidabilità di identificazione. Sulla base di queste evidenze, nel presente lavoro sono state considerate accettabili unità motorie con PNR fino a 20 dB, a patto che la loro morfologia e la regolarità degli ISI risultassero coerenti all’ispezione visiva.

Infine, dopo l'editing manuale, è stata effettuata un'ulteriore verifica della stabilità temporale della forma d'onda dei potenziali d'azione (MUAP) per ciascuna MU selezionata. Questo controllo si è reso necessario per accertarsi che, nel corso della contrazione isometrica protratta e in condizioni di affaticamento, le variazioni fisiologiche del MUAP non fossero tali da compromettere l'affidabilità dell'identificazione eseguita da DEMUSE.

Essendo quest'ultimo sviluppato per contrazioni stazionarie, può talvolta classificare come MU distinte quelle che in realtà rappresentano una singola unità motoria con modificazioni morfologiche nel tempo. L'analisi grafica dei MUAP mediati in segmenti temporali successivi ha quindi confermato che le MU selezionate mantenessero una coerenza morfologica sufficiente a garantire una corretta tracciabilità nel tempo.

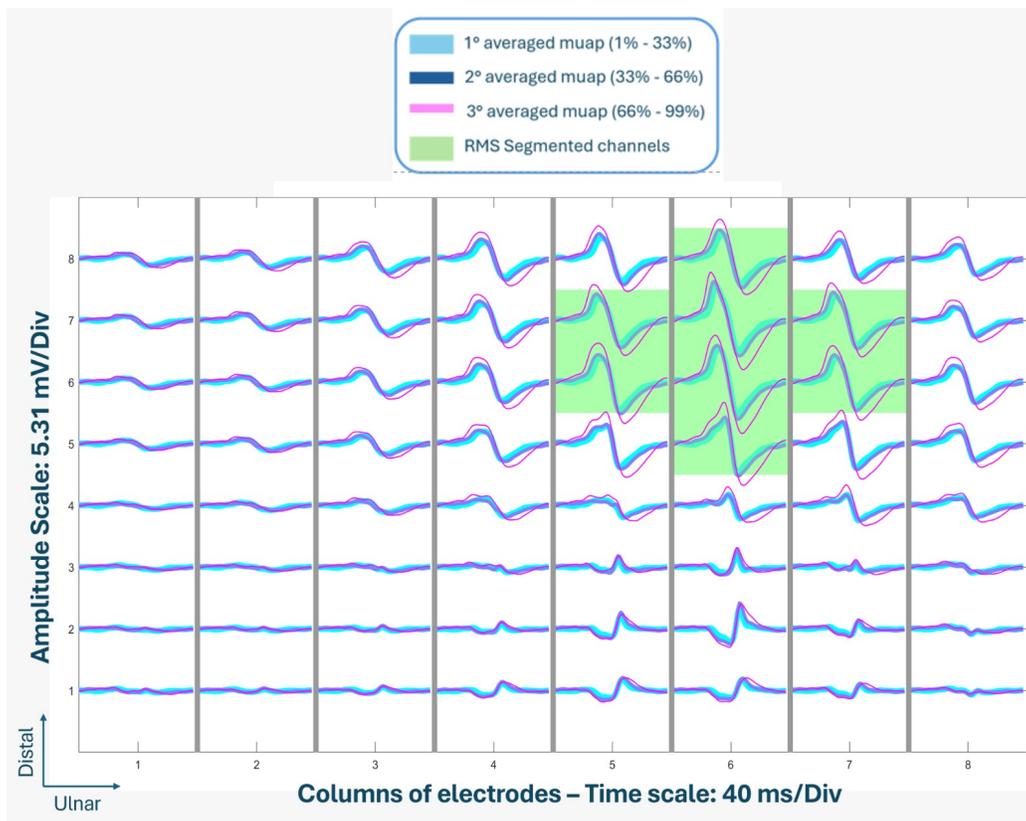


Figura 51: Esempio di MUAP mediato in tre segmenti temporali distinti della contrazione isometrica (iniziale, centrale e finale). I diversi colori rappresentano la media del MUAP nel tempo (dal 1° al 33%, dal 33% al 66% e dal 66% al 99% della durata). I canali evidenziati in verde corrispondono a quelli segmentati tramite il valore RMS, indicativi della zona attiva del potenziale sulla griglia di elettrodi.

In conclusione, la selezione delle MU è avvenuta tramite un bilanciamento tra metriche oggettive e ispezione qualitativa, ritenuta fondamentale per garantire la validità fisiologica dei dati in condizioni sperimentali reali.

12.6 Analisi delle Unità Motorie

L'attività delle unità motorie (MU) è stata analizzata attraverso un insieme di metriche fisiologicamente rilevanti, calcolate per ciascuna MU identificata durante i compiti isometrici su prese da 20 mm e 30 mm. I dati sono stati organizzati in base al sesso e alla profondità della presa. Per il gruppo maschile, sono state considerate esclusivamente le MU dei soggetti classificati come *intermediate*, al fine di omogeneizzare il confronto con il gruppo femminile.

Le metriche principali analizzate per ciascuna MU sono: Root Mean Square (*RMS*), Median Frequency (*MDF*), *slope* di *MDF* e *RMS*, frequenza di sparo media (*mFR*), coefficiente di variazione dell'intervallo inter-spike (*CoV-ISI*), indice di *intermittenza* e componenti principali (*PCA*). In aggiunta, è stato analizzato anche il Failure Time come misura globale di performance, calcolata per ciascun soggetto e presa e confrontata tra i gruppi.

12.7 Failure Time

Il *Failure Time*, ovvero il tempo trascorso dall'inizio della contrazione isometrica fino al cedimento volontario, è stato considerato come metrica globale di prestazione. È stato calcolato per ciascun soggetto e ciascuna condizione sperimentale (presa da 20 mm e 30 mm), sulla base dei frame temporali identificati nei video sincronizzati con il segnale EMG.

12.7.1 Parametri di ampiezza, frequenza e variabilità

RMS e MDF L'intensità del segnale EMG associato ad ogni unità motoria è stata quantificata a partire dai template medi (*motor unit action potentials*, MUAPs), ottenuti tramite media allineata (spike-triggered averaging) dei segnali EMG grezzi centrati sugli spike della MU [5] [6].

Per ogni spike n (ossia la n -esimo sparo della MU) e per ciascun canale c , è stato calcolato l'RMS del relativo MUAP, ritagliato su una finestra di T campioni:

$$\text{RMS}_{n,c} = \sqrt{\frac{1}{T} \sum_{i=1}^T (\text{MUAP}_{i,n,c})^2} \quad (1)$$

dove i indica il campione nella finestra temporale, n l'indice di firing della MU e c il canale elettrodo.

Per ridurre la variabilità dovuta alle differenti impedenze e ai diversi guadagni dei canali, tutti i valori sono stati normalizzati dividendo ciascuna colonna per l'RMS del primo firing:

$$\widetilde{\text{RMS}}_{n,c} = \frac{\text{RMS}_{n,c}}{\text{RMS}_{1,c}}. \quad (1)$$

La *Median Frequency* (MDF) è stata calcolata, per ciascun template di MU, a partire dalla *densità spettrale di potenza* $P(f)$ stimata con il metodo di Welch (utilizzando una finestra di tipo Hamming di 40 ms ($N \approx 82$ campioni), sovrapposizione 0%, zero-padding fino a $n_{\text{FFT}} = 256$ campioni, frequenza di campionamento $f_s = 2048$ Hz, con risoluzione spettrale $\Delta f = 8$ Hz).

La MDF è definita come la frequenza f_{MDF} che divide esattamente a metà lo spettro di potenza cumulativa:

$$\int_0^{f_{\text{MDF}}} P(f) df = \frac{1}{2} \int_0^{f_{\text{max}}} P(f) df. \quad (2)$$

Nel calcolo numerico, $P(f)$ è ottenuta tramite `pwelch` di MATLAB e l'integrale cumulativo viene approssimato con la funzione `cumsum`; f_{MDF} è poi interpolata linearmente tra le due frequenze adiacenti che racchiudono il 50 % dell'energia totale.

Infine, la sequenza temporale della MDF è stata normalizzata rispetto al primo firing, dividendo ogni valore per il valore iniziale, in modo da esprimere l'evoluzione relativa della frequenza mediana nel tempo, come per RMS.

Slope temporali L'andamento temporale di RMS e MDF durante il compito è stato analizzato mediante il calcolo della pendenza (slope) dei rispettivi valori lungo la durata del task, in linea con approcci già impiegati per quantificare la fatica neuromuscolare in arrampicatori durante contrazioni isometriche prolungate [4]. Le pendenze (slope) di RMS e MDF sono state stimate, per ciascun canale, tramite regressione lineare dei valori della metrica sui tempi di sparo:

$$y_n = \beta_0 + \beta_1 t_n, \quad \text{slope}_{\text{metrica}} = \beta_1 = \frac{\sum_n (t_n - \bar{t})(y_n - \bar{y})}{\sum_n (t_n - \bar{t})^2},$$

dove y_n è il valore di RMS (o MDF) calcolato al n -esimo spike e t_n il corrispondente tempo relativo. La *slope media* di ciascuna MU è stata ottenuta come media delle β_1 stimate sui singoli canali.

mFR e CoV-ISI La frequenza di sparo media (*mean Firing Rate*, mFR) è stata calcolata a partire dagli intervalli interspike (ISI), dopo aver rimosso quelli non fisiologici, in linea con protocolli adottati in letteratura [14]. Nello specifico, sono stati esclusi:

- ISI inferiori a 25 ms, corrispondenti a frequenze di sparo superiori a 40 pps, considerate atipiche per spari volontari;
- ISI superiori a 250 ms, associati a frequenze inferiori a 4 pps, indicativi di inattività o potenziali artefatti.

N.B.: mentre gli ISI superiori a 250 ms sono esclusi dal calcolo della mFR e del CoV-ISI per evitare distorsioni dovute a lunghi silenzi o artefatti, gli stessi vengono invece considerati come indicatore principale nel calcolo dell'intermittenza, in quanto rappresentano possibili fasi di dereclutamento temporaneo.

La frequenza media di sparo è stata quindi calcolata come:

$$\text{mFR} = \frac{1}{N-1} \sum_{i=1}^{N-1} \frac{1}{ISI_i} \quad (\text{con } ISI_i \text{ in secondi})$$

Il coefficiente di variazione degli ISI è stato definito come:

$$\text{CoV}_{\text{ISI}} = \frac{\sigma_{\text{ISI}}}{\mu_{\text{ISI}}} \cdot 100$$

dove σ e μ rappresentano la deviazione standard e la media degli ISI rispettivamente.

Indice di intermittenza L'intermittenza è stata quantificata come la percentuale di intervalli inter-spike superiori a 250 ms, considerati indicativi di pause o fasi di dereclutamento temporaneo [72]:

$$\text{Intermittenza} = \frac{\#(\text{ISI} > 250 \text{ ms})}{\text{totale ISI}} \cdot 100$$

12.7.2 Analisi delle componenti principali (PCA)

Pre-processing dei treni di sparo Per ciascuna MU, i treni di spike sono stati filtrati mediante convoluzione con una finestra di Hann *zero-delay* larga 1 s, ottenendo stime regolari e continue del firing rate, adatte all'analisi delle sinergie neuromuscolari, come descritto in Madarshahian & Latash (2022)[73]. Questo passaggio combina gli effetti di *recruitment* e *rate coding*, producendo traiettorie lisce e comparabili fra MU, idonee all'analisi di sinergia (Fig. 52).

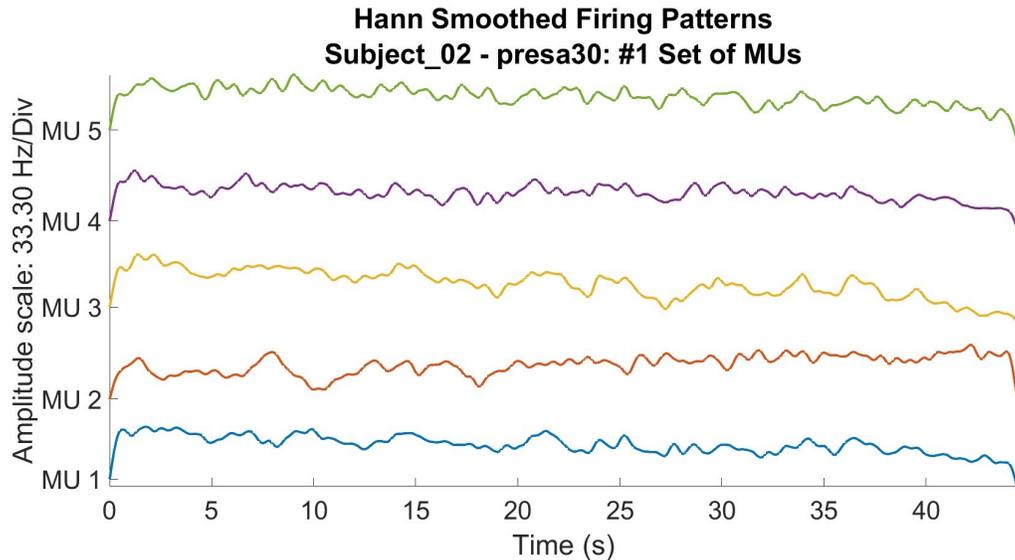


Figura 52: Smoothed firing-rate di cinque MU (soggetto 02, presa30) ottenuti con convoluzione tramite finestra di Hann (1 s, zero-delay).

PCA e SVD Per confrontare i profili di firing-rate tra MU con durate diverse, ciascun segnale smussato è stato suddiviso in 100 intervalli equispaziati (ognuno pari a 1 % della lunghezza del trial); la media dei campioni in ciascun intervallo ha prodotto una traiettoria normalizzata di $T = 100$ punti. Le N traiettorie (MU) sono state impilate nelle colonne della matrice $\mathbf{X} \in \mathbb{R}^{100 \times N}$ su cui è stata poi applicata la SVD.

Coerentemente con la trattazione di Madarshahian & Latash (2022)[73], la decomposizione avviene tramite *Singular Value Decomposition* (SVD):

$$\mathbf{X} = \mathbf{U} \mathbf{\Sigma} \mathbf{V}^T, \quad \mathbf{\Sigma} = \text{diag}(\sqrt{\lambda_1}, \dots, \sqrt{\lambda_r})$$

dove

- $\mathbf{U} \in \mathbb{R}^{T \times T}$ è ortogonale e raccoglie i **left singular vectors**;
- $\mathbf{V} \in \mathbb{R}^{N \times N}$ è ortogonale e contiene i **right singular vectors**, ossia le componenti principali (*modes*);
- $\mathbf{\Sigma} \in \mathbb{R}^{T \times N}$ è diagonale e contiene i valori singolari $\sqrt{\lambda_i}$, radice degli autovalori λ_i della matrice di covarianza. La matrice di covarianza è data da $\mathbf{\Sigma}^T \mathbf{\Sigma}$, dove $\mathbf{\Sigma}$ contiene i dati di firing rate normalizzati.

La varianza spiegata dalla i -esima componente è data da

$$\text{Varianza spiegata}_i = \frac{\lambda_i}{\sum_{j=1}^r \lambda_j} \times 100.$$

Significato della PCA nel presente studio Dalla matrice dei firing-rate normalizzati nel tempo $\mathbf{X} \in \mathbb{R}^{T \times N}$ ($T = 100$ punti temporali, N unità motorie), la PCA restituisce la scomposizione $\mathbf{X} = \mathbf{U} \mathbf{\Sigma} \mathbf{V}^T$.

- **Che cosa otteniamo:** Una base ortogonale di *pattern temporali* (colonne di \mathbf{U}) e i corrispondenti *pattern di co-attivazione tra MU* (colonne di \mathbf{V}), ordinati per varianza decrescente.
- **Oggetto di valutazione:** Nel nostro caso interessano soprattutto i pattern di co-attivazione fra MU e le loro varianze spiegate.
- **Che cosa è una *MU-mode*:** È una combinazione lineare di MU che rappresenta un pattern sinergico di co-attivazione.

La PCA è stata scelta in quanto metodo lineare non vincolato, adatto a rappresentare pattern sia positivi che negativi all'interno dei segnali MU. In contrasto con la *Non-Negative Matrix Factorization* (NMF), che impone vincoli di non negatività su basi e pesi di ricostruzione, la PCA consente combinazioni lineari sia additive che sottrattive. Questo la rende più adatta a catturare oscillazioni fisiologiche che possono includere componenti inibitorie o modulazioni intorno a una baseline centrata. NMF è nota per generare rappresentazioni sparse e “basate su parti”, ma si basa su combinazioni puramente additive, che risultano meno adatte a descrivere dinamiche neurali fisiologiche centrate come quelle delle MU [74]. Inoltre, a differenza della PCA, la NMF non consente un'interpretazione diretta della varianza spiegata, né produce componenti ortogonali.

Come discusso da Jolliffe & Cadima (2016) e da Shlens (2014), la PCA è uno strumento robusto per la riduzione dimensionale, ampiamente utilizzato in neuroscienze per la sua semplicità computazionale, interpretabilità e capacità di preservare la massima varianza nei primi componenti [75] [76].

Seguendo quindi l'approccio descritto da Madarshahian & Latash (2022), l'analisi PCA consente di identificare pattern di co-attivazione e modulazione temporale condivisi tra le MU, utili per esplorare le strategie neuromuscolari adottate durante il compito.

12.8 Analisi statistica

L'analisi statistica è stata condotta con l'obiettivo di confrontare le caratteristiche delle unità motorie (MU) tra soggetti di sesso maschile (categoria *intermediate*) e soggetti di sesso femminile, per ciascuna delle metriche fisiologiche estratte: Root Mean Square (RMS), Median Frequency (MDF), pendenza temporale delle metriche RMS e MDF (slope), frequenza media di sparo (mFR), coefficiente di variazione degli intervalli interspike (CoV-ISI), indice di intermittenza e analisi delle componenti principali (PCA).

Le analisi sono state condotte utilizzando il software SPSS (IBM SPSS Statistics, versione XX) per la valutazione delle distribuzioni, la selezione dei test di confronto e l'analisi delle varianze. Le componenti principali e le correlazioni tra i modelli PCA sono state invece calcolate e analizzate tramite script sviluppati in ambiente MATLAB (MathWorks Inc., R2024a).

Tutte le variabili sono state preliminarmente sottoposte a verifica delle assunzioni di normalità (Shapiro–Wilk) [77] e omogeneità delle varianze (Levene) [78]. Per i confronti tra gruppi e condizioni si è fatto ricorso a tecniche di ANOVA:

- *t*-test per le caratteristiche antropometriche;
- ANOVA multifattoriale (2×2) per l'effetto congiunto di *Sex* e *Grip Width*;
- ANOVA a misure ripetute con verifica della sfericità (Mauchly) e, se necessario, correzione di Greenhouse–Geisser.

Le relazioni lineari tra variabili sono state esplorate mediante regressione semplice. Il livello di significatività è stato fissato a $\alpha = 0.05$; in assenza di violazioni delle assunzioni non è stato necessario ricorrere a test non parametrici.

L'analisi delle componenti principali (PCA) è stata applicata alle matrici temporali dei treni di sparo interpolati delle MU, dopo detrending. Sono stati inclusi solo i trial in cui sono state identificate almeno tre MU, portando a un totale di 5 donne e 11 uomini per la presa da 20 mm, e 8 donne e 10 uomini per quella da 30 mm. Per ciascun soggetto sono state considerate le prime due componenti temporali (mode 1 e mode 2), che da sole spiegano mediamente il 70–80 % della varianza totale. Questo approccio segue la prassi suggerita da Jolliffe [75] di limitare la rappresentazione grafica a due o tre componenti principali. Le due mode considerate sono state selezionate tra quelle restituite da un filtro iniziale che garantiva una varianza cumulativa spiegata $\geq 95\%$ e una varianza individuale $\geq 0,5\%$ ($\lambda_i / \sum_j \lambda_j \geq 0,005$). Per valutare l'ipotesi di una differente strategia di reclutamento tra i sessi (diversa reliance on load sharing), sono state confrontate le componenti omologhe (mode 1 con mode 1, mode 2 con mode 2) tra gruppi, calcolando il coefficiente di correlazione lineare di Pearson. In questo modo si sono potute identificare eventuali similitudini o differenze nei pattern di attivazione temporale tra uomini e donne.

Il livello di significatività statistica è stato fissato a $\alpha = 0,05$ per tutti i test. I valori di $p < 0,05$ sono stati considerati statisticamente significativi.

13 Risultati

In questa sezione vengono presentati i risultati relativi al confronto tra soggetti di sesso maschile e femminile durante il compito di sospensione isometrica in presa crimp, effettuato su due spessori differenti (20 mm e 30 mm). Le analisi si sono focalizzate sia sul tempo al cedimento (*failure time*), sia su una serie di metriche neuromuscolari estratte a partire dai segnali HD-EMG, ottenuti tramite decomposizione delle unità motorie (MU). Le variabili considerate includono: frequenza media di sparo (Mean FR), coefficiente di variazione degli intervalli interspike (CoV), intermittency, pendenza del segnale nel tempo (slope RMS e slope MDF), valori medi di RMS e MDF, e l'analisi delle componenti principali (PCA) sui pattern temporali di attivazione delle MU.

Si precisa che, ad eccezione della variabile *Failure Time* (analizzata a livello di soggetto), tutte le altre metriche sono state calcolate sulle singole unità motorie (MU) identificate dopo il processo di decomposizione ed editing. Il numero di MU incluse nell'analisi finale è pari a 23 nelle donne e 45 negli uomini per la presa da 20 mm, e a 33 nelle donne e 50 negli uomini per la presa da 30 mm.

L'analisi statistica è stata condotta come segue:

- Le differenze tra i sessi nelle caratteristiche antropometriche sono state valutate tramite *t*-test per campioni indipendenti, previa verifica dell'omogeneità delle varianze con il test di Levene.
- Per le variabili *Failure Time*, CoV, Intermittency, Mean Firing Rate, RMS e MDF slope, l'effetto dei fattori *Grip Width* e *Sex* è stato valutato mediante modello lineare generale (ANOVA multifattoriale 2×2), verificando preliminarmente le assunzioni di normalità e omoscedasticità.

- Per *Failure Time* su più prese, è stata applicata un'ANOVA a misure ripetute con presa come fattore intra-soggetto e sesso come fattore inter-soggetto, con verifica delle assunzioni di sfericità (test di Mauchly) e, se necessario, correzione di Greenhouse-Geisser.
- La relazione tra *MDF Slope Mean* e *Failure Time* è stata analizzata tramite regressione lineare semplice per ciascun gruppo, valutando la significatività del coefficiente di regressione.

Per tutte le analisi, la soglia di significatività statistica è stata fissata a $\alpha = 0,05$. Quando le assunzioni richieste risultavano soddisfatte, non è stato necessario ricorrere a test non parametrici.

13.1 Analisi della performance tra sessi

13.1.1 Differenze antropometriche fra i sessi

Per verificare se gli uomini e le donne del campione differissero nelle caratteristiche fisiche di base, è stato condotto un **t-test** per campioni indipendenti (uomini $n = 9$, donne $n = 8$) su altezza, peso, lunghezza e circonferenze dell'avambraccio. I presupposti di normalità (ispezione Q-Q) e omogeneità delle varianze sono stati soddisfatti (Levene $p > 0.14$ per tutte le variabili).

Tabella 2: Caratteristiche antropometriche del campione. Valori espressi come media \pm SD; a destra il risultato dell'ANOVA a un fattore ($F_{1,15}, p$).

Variabile	Uomini (mean \pm SD)	Donne (mean \pm SD)	$F_{1,15}$ (p)
Altezza [m]	1.768 \pm 0.048	1.654 \pm 0.066	16.88 ($p = 0.001$)
Massa corporea [kg]	69.33 \pm 4.99	56.49 \pm 4.12	32.99 ($p < 0.001$)
Lunghezza avambraccio [cm]	26.33 \pm 1.22	23.81 \pm 1.07	20.22 ($p < 0.001$)
Circ. polso [cm]	17.28 \pm 0.62	15.13 \pm 0.79	39.62 ($p < 0.001$)
Circ. $\frac{1}{4}$ L [cm]	21.78 \pm 1.91	18.44 \pm 1.37	16.77 ($p = 0.001$)
Circ. $\frac{1}{2}$ L [cm]	26.44 \pm 1.84	23.19 \pm 1.81	13.43 ($p = 0.002$)
Circ. $\frac{3}{4}$ L [cm]	28.22 \pm 1.23	24.74 \pm 1.37	30.72 ($p < 0.001$)

Gli effetti di dimensione (η^2) risultano medio-alti (0.47–0.73) per tutte le variabili ad eccezione dell'età, che non mostra differenze significative ($F = 0.92$, $p = 0.35$). In termini percentuali, le donne presentano valori inferiori di circa $\sim 6,5\%$ in altezza, $\sim 18,5\%$ in peso e fra il 12% e il 15% nelle principali circonferenze dell'avambraccio.

Infine, stimando il *volume* dell'avambraccio come somma di tre tronchi di cono *,

$$V = \frac{\pi h}{3} (r_1^2 + r_1 r_2 + r_2^2)$$

le donne mostrano un volume medio inferiore di circa $\sim 31,8\%$ rispetto agli uomini, una riduzione relativamente maggiore rispetto alla sola differenza di massa corporea ($\sim 18,5\%$). Inoltre la riduzione di peso nelle donne non si traduce in una riduzione muscolare proporzionata: una parte di tale differenza è infatti attribuibile a una percentuale di massa grassa mediamente più elevata nelle donne (20–30%) rispetto agli uomini (12–20%) [79]. Di conseguenza, la quota di tessuto muscolare realmente coinvolto nel compito è verosimilmente inferiore. Tale discrepanza morfologica va tenuta in considerazione nell'interpretare le differenze neuromuscolari che verranno discusse nei paragrafi successivi.

Note sul calcolo:

$r = C/(2\pi)$, $h = L/4$ è la distanza costante tra sezioni contigue (polso $\rightarrow \frac{1}{4} L$, ...).

Il volume complessivo è la somma dei tre tronchi di cono: $V_{\text{tot}} = \sum_{i=1}^3 \frac{\pi h}{3} (r_i^2 + r_i r_{i+1} + r_{i+1}^2)$.

13.1.2 Durata del compito (Failure Time)

È stata condotta un'analisi ANOVA a misure ripetute 3×2 per confrontare la durata del compito (Failure Time), qui indicata come *Time*, in funzione della larghezza della presa (20 e 30 mm) e del sesso. Le analisi sono state condotte considerando, *per la presa da 20 mm*, $n = 11$ uomini e $n = 8$ donne; *per la presa da 30 mm*, $n = 12$ uomini e $n = 9$ donne. L'assunzione di sfericità è risultata violata (test di Mauchly: $p = 0,002$), pertanto sono stati applicati i correttivi di Greenhouse-Geisser ($\varepsilon = 0,706$).

L'effetto principale della **presa** è risultato significativo ($F(2, 30) = 42,15$, $p < 0,001$, $\eta_p^2 = 0,738$), indicando che il Failure Time variava significativamente tra le diverse larghezze. Il post-hoc con correzione Bonferroni ha mostrato differenze significative tra le prese: 20 mm vs 30 mm ($p = 0,003$).

Non è emerso un effetto significativo del **sesso** ($F(1, 15) = 0,72$, $p = 0,411$, $\eta_p^2 = 0,046$), né un'interazione significativa tra presa e sesso ($F(2, 30) = 0,861$, $p = 0,433$, $\eta_p^2 = 0,054$).

La Figura 53 mostra la distribuzione della durata del compito per ciascuna condizione di presa, separata per sesso.

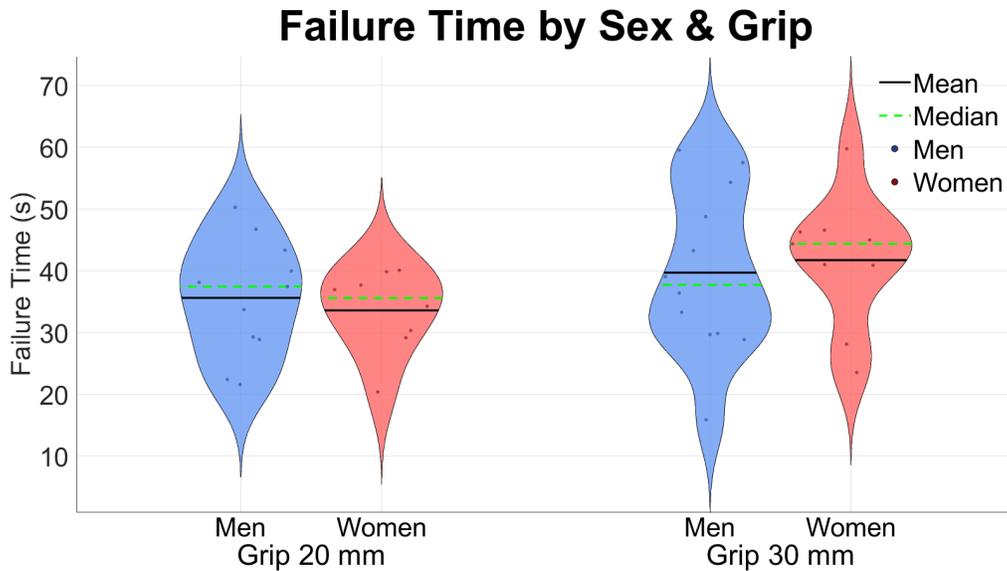


Figura 53: Distribuzioni del *Failure Time* per uomini e donne in relazione alla larghezza della presa (20 mm e 30 mm). Le linee nere indicano la media, quelle verdi la mediana.

13.2 Analisi delle Unità Motorie

13.2.1 Andamento di RMS e MDF nel tempo

Per descrivere l'evoluzione dell'attività mioelettrica sono state calcolate due pendenze:

- **RMS Slope Mean** – variazione percentuale della root mean square rispetto al valore iniziale;
- **MDF Slope Mean** – variazione percentuale della median frequency rispetto al valore iniziale.

La pendenza di ogni canale EMG è stata stimata con regressione lineare e poi mediata sui soli canali “attivi” (RMS/MDF ≥ 70 % del massimo di quella MU).

Assunzioni. Levene ha confermato l'omogeneità delle varianze per la MDF Slope ($p = .468$); per la RMS Slope il test è al limite ($p = .048$), ma l'ispezione dei residui non ha suggerito violazioni sostanziali.

Risultati. L'ANOVA 2×2 (*Grip Width* \times *Sex*) è sintetizzata nella Tabella 3. Solo la *MDF Slope Mean* mostra un effetto principale di *Sex*: le donne presentano un declino MDF più marcato degli uomini. Poiché il fattore *Sex* ha due livelli, l'unico confronto Bonferroni coincide con l'F, ma ne riportiamo ugualmente la differenza media e l'intervallo di confidenza.

Tabella 3: Risultati ANOVA 2×2 per le pendenze EMG. L'asterisco indica $p < .05$.

DV	Effetto	F(1,96)	p	η^2_{par}
<i>RMS Slope Mean</i>	Sex	1.40	.238	.009
	Grip Width	0.03	.864	.000
	Sex \times Grip	1.38	.241	.009
<i>MDF Slope Mean</i>	Sex	15.06	< .001*	.093
	Grip Width	0.03	.860	.000
	Sex \times Grip	0.09	.765	.001

Post-hoc Bonferroni (Sex) — $\Delta_{\sigma_{\text{♀}}} = -9.83 \times 10^{-5}$ a.u.;
95% CI $[-1.48 \times 10^{-4}, -4.80 \times 10^{-5}]$; $p_{\text{Bonf}} < .001$.

Figure. Le distribuzioni delle due pendenze per ciascuna combinazione di sesso e larghezza presa sono visualizzate nelle Figure 54 e 55.

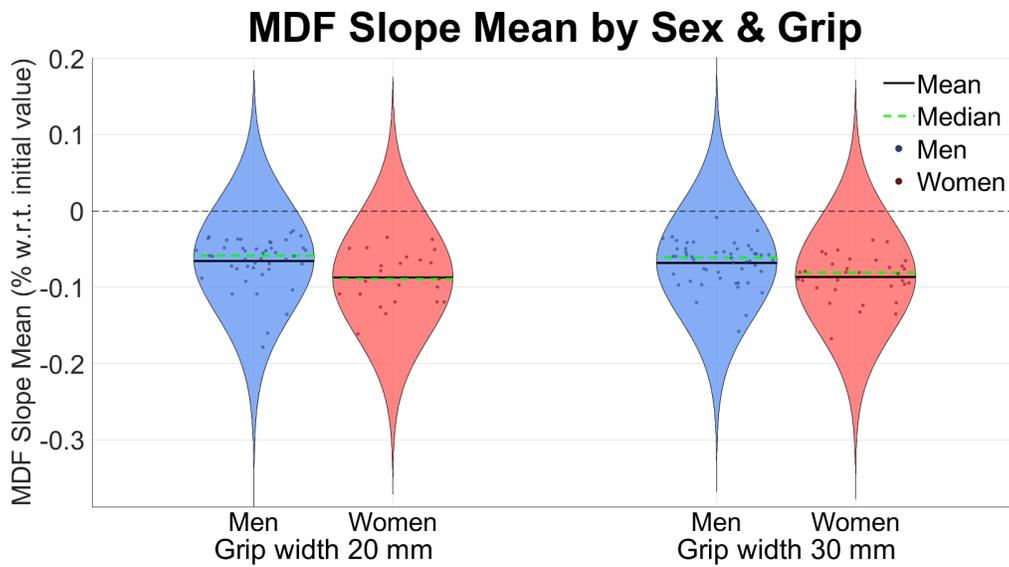


Figura 54: Distribuzione di *MDF Slope Mean* per sesso e larghezza presa.



Figura 55: Distribuzione di *RMS Slope Mean* per sesso e larghezza presa.

13.2.2 Relazione tra Failure Time e MDF Slope

La relazione tra il tempo al cedimento (*Failure Time*) e la pendenza media della frequenza mediana (*MDF Slope Mean*) è stata analizzata mediante regressione lineare semplice, calcolata separatamente per sesso e per presa, considerando solo i soggetti di livello intermedio. La significatività della relazione è stata valutata tramite test t sul coefficiente di regressione e tramite test F (ANOVA) sull'adattamento complessivo del modello.

Come mostrato nelle Figure 56 e 57, solo nella presa da 20 mm emerge una correlazione significativa nelle donne ($\beta = 0.676$, $t = 4.203$, $p < .001$, $R^2 = 0.457$), mentre negli uomini la relazione è assente ($\beta = 0.111$, $p = .468$, $R^2 = 0.012$).

Nella presa da 30 mm le regressioni risultano non significative in entrambi i sessi: uomini ($\beta = -0.036$, $p = .801$, $R^2 = 0.001$), donne ($\beta = 0.168$, $p = .350$, $R^2 = 0.028$).

L'associazione tra pendenza MDF e tempo al cedimento risulta dunque evidente solo nel gruppo femminile con presa da 20 mm, come ulteriormente illustrato nel grafico di Figura 56.

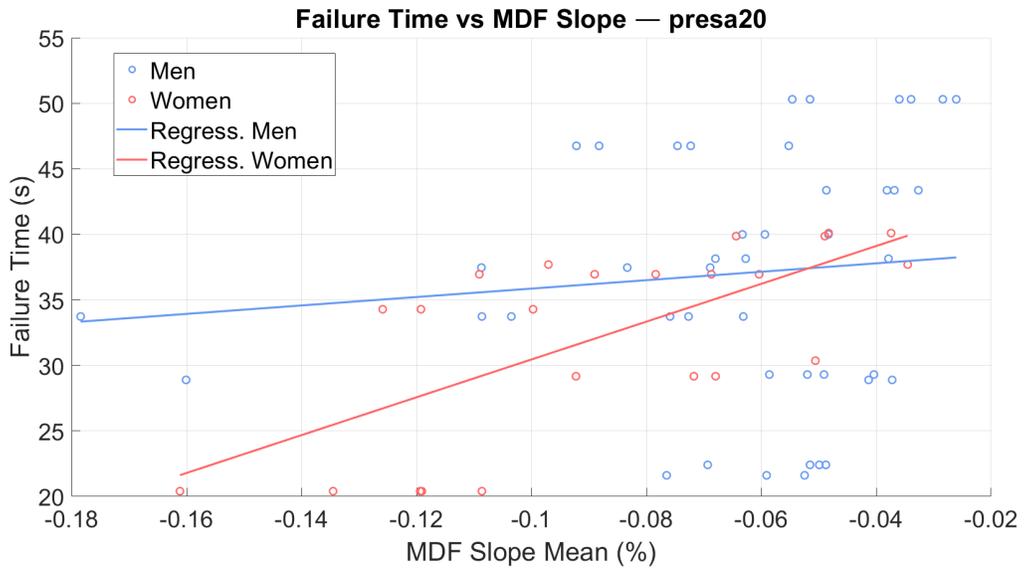


Figura 56: Relazione tra *MDF Slope Mean* e *Failure Time* – presa da 20 mm.

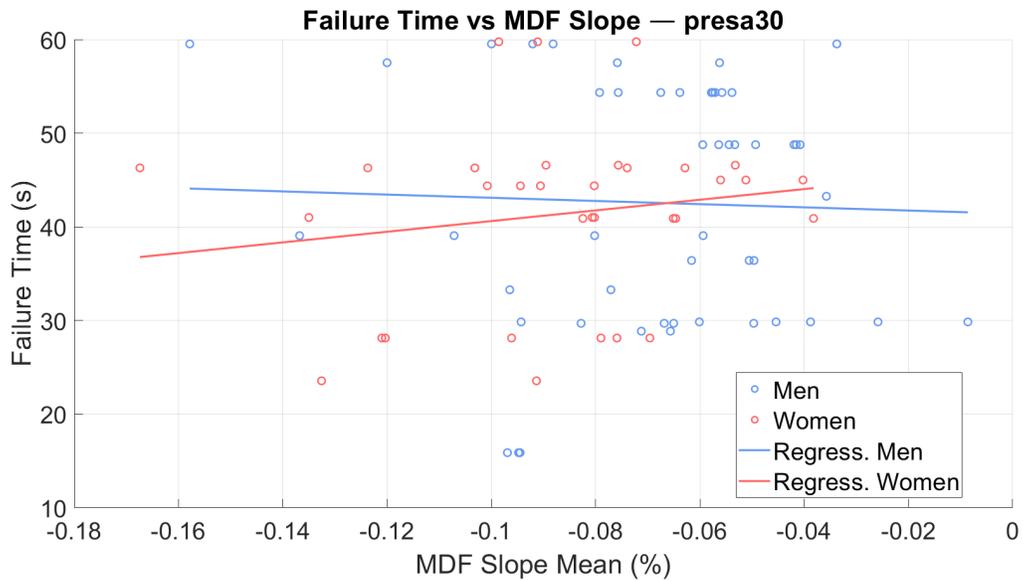


Figura 57: Relazione tra *MDF Slope Mean* e *Failure Time* – presa da 30 mm.

13.2.3 Frequenza di sparo media (Mean FR)

La *Mean Firing Rate* (Mean FR) delle unità motorie è stata analizzata con un'ANOVA a due vie *Grip Width (20 mm vs 30 mm) × Sex (Male vs Female)*.

Assunzioni. Il test di Levene ha confermato l'omogeneità delle varianze ($F = 1.54$, $p = .207$). I residui si distribuiscono in modo sufficientemente simmetrico; non sono state riscontrate violazioni tali da richiedere trasformazioni.

Risultati. Il fattore *Grip Width* è risultato significativo, mentre *Sex* e l'interazione non hanno mostrato effetti (Tabella 4).

Tabella 4: Risultati ANOVA 2×2 per la Mean FR. L'asterisco indica $p < .05$.

Effetto	F(1,96)	p	η^2_{par}
Sex	0.24	.627	.002
Grip Width	7.12	.008*	.046
Sex × Grip	0.67	.414	.005

Post-hoc Bonferroni (Sex) — $\Delta_{\sigma-\varphi} = -0.084$; 95% CI $[-0.114; -0.054]$; $p_{\text{Bonf}} < .001$.

Interpretazione. La presa stretta (20 mm) induce una frequenza di sparo media significativamente più elevata (+1.4 Hz) rispetto alla presa larga (30 mm), indipendentemente dal sesso. Né il fattore *Sex* né l'interazione *Sex × Grip* risultano influenti. Tale andamento è chiaramente visibile nel violin plot della Figura 58, dove la distribuzione per la presa da 20 mm si colloca su valori medi più alti rispetto a quella da 30 mm per entrambi i sessi.

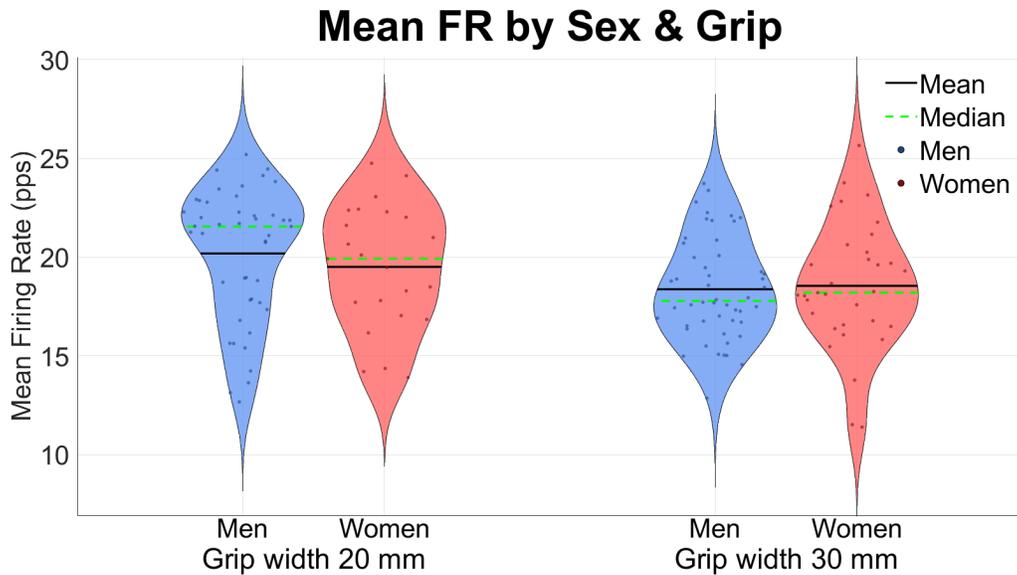


Figura 58: Distribuzione della frequenza di sparo media (Mean FR) per sesso e larghezza presa.

13.2.4 Variabilità dell'intervallo inter-spike (CoV-ISI)

Il coefficiente di variazione dell'ISI (CoV-ISI) è stato analizzato con un'A-NOVA a due vie *Grip Width (20 mm vs 30 mm) × Sex (Male vs Female)*.

Assunzioni. Il test di Levene ha confermato l'omogeneità delle varianze ($F = 0.37$, $p = .773$). I residui presentano distribuzione simmetricamente accettabile; la normalità non è risultata problematica dopo l'aggregazione a livello di MU, perciò si è mantenuto l'approccio parametrico.

Risultati. Solo il fattore *Sex* è risultato significativo (Tabella 5); *Grip Width* e l'interazione non hanno mostrato effetti.

Tabella 5: Risultati ANOVA 2×2 per il CoV-ISI. L'asterisco indica $p < .05$.

Effetto	F(1,96)	p	η^2_{par}
Sex	30.25	< .001*	.171
Grip Width	1.31	.254	.009
Sex \times Grip	0.01	.970	.000

Post-hoc Bonferroni (Sex) — $\Delta_{\text{♂-♀}} = -0.084$; 95% CI [-0.114, -0.054]; $p_{\text{Bonf}} < .001$.

Interpretazione. Le donne presentano un CoV-ISI significativamente più elevato (+0.08, +22 maggiore variabilità (e quindi minore regolarità) dei pattern di sparo. Né la larghezza della presa né l'interazione con il sesso hanno influenzato il CoV-ISI. Questa differenza è evidente anche nel violin plot della Figura 59, dove le distribuzioni femminili risultano spostate verso valori più alti in entrambe le prese.

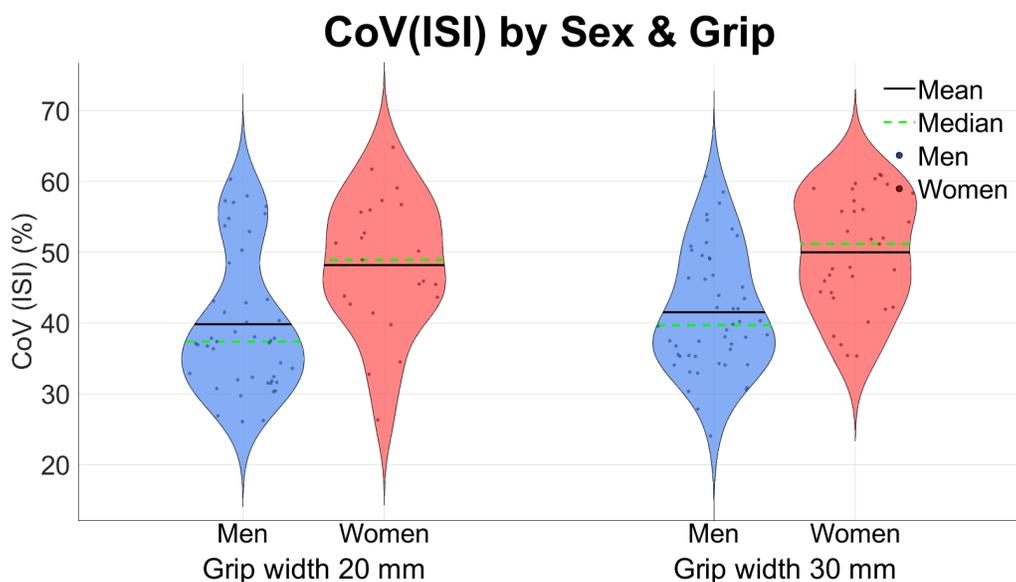


Figura 59: Distribuzione del coefficiente di variazione dell'intervallo interspike (CoV-ISI) per sesso e larghezza presa.

13.2.5 Intermittenza dello sparo (Intermittency)

L'intermittenza dell'attività motoria è stata analizzata con un'ANOVA *Grip Width (20 mm vs 30 mm) × Sex (Male vs Female)*.

Assunzioni. Il test di Levene ha confermato l'omogeneità delle varianze ($F = 1.73$, $p = .164$). La distribuzione dei residui non ha mostrato deviazioni sistematiche, per cui è stato mantenuto l'approccio parametrico.

Risultati. Sono emerse differenze significative sia per *Grip Width* sia per *Sex*, mentre l'interazione è rimasta marginale (Tabella 6).

Tabella 6: Risultati ANOVA 2×2 per l'Intermittency. L'asterisco indica $p < .05$.

Effetto	F(1,96)	p	η_{par}^2
Sex	5.65	.019*	.037
Grip Width	6.59	.011*	.043
Sex × Grip	3.67	.057	.024

Post-hoc Bonferroni

Grip width: $\Delta_{20\text{mm}-30\text{mm}} = -0.562\%$; 95% CI $[-0.994; -0.129]$; $p_{\text{Bonf}} = .011$.

Sex: $\Delta_{\sigma-\varphi} = -0.520\%$; 95% CI $[-0.952; -0.087]$; $p_{\text{Bonf}} = .019$.

Interpretazione. L'intermittenza risulta:

- significativamente più alta nelle donne rispetto agli uomini;
- maggiore con la presa larga (30 mm) rispetto a quella stretta (20 mm).

L'effetto di interazione non raggiunge la significatività ($p = .057$), ma la tendenza suggerisce che la differenza fra sessi si accentui con la presa da 30 mm. Tale andamento è evidente anche nel violin plot della Figura 60, dove la distribuzione femminile è spostata verso valori più elevati, soprattutto nella presa più ampia.

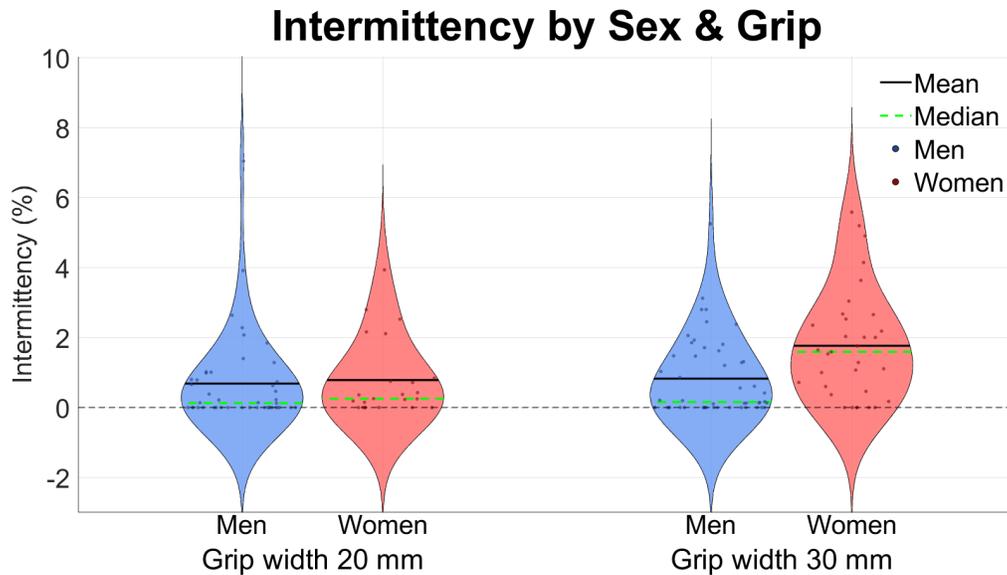


Figura 60: Distribuzione della percentuale di intermittenza per sesso e larghezza presa.

13.3 Analisi PCA dei pattern temporali di attivazione

13.3.1 Analisi PCA con detrend

Per evidenziare i pattern di attivazione intermittente delle unità motorie (MU), è stata applicata la *Principal Component Analysis* (PCA) ai segnali EMG decomposti, previa rimozione del trend lineare (*detrend*). L'applicazione del detrend ha consentito di enfatizzare le componenti ad alta frequenza, eliminando le variazioni lente dell'attivazione e rendendo più visibili i pattern di alternanza tra le MU. Ciò ha permesso una migliore discriminazione tra strategie di attivazione distribuite (caratterizzate da alternanza) e sincrone (caratterizzate da co-attivazione).

Preso da 20 mm. La Figura 61 mostra i pattern temporali delle prime due modalità (Mode 1 e Mode 2). È evidente una forte correlazione negativa tra le modalità nelle donne ($R = -0.75$, $p < 0.001$), suggerendo una marcata alternanza temporale nell'attivazione delle MU. Negli uomini, questa correlazione negativa è presente ma meno intensa ($R = -0.22$, $p = 0.028$), le correlazioni sono comunque tutte significative.

La Figura 62 mostra la percentuale di varianza spiegata (*Explained Variance*) da ciascuna componente principale. I soggetti femminili mostrano una distribuzione della varianza più equilibrata tra le prime componenti.

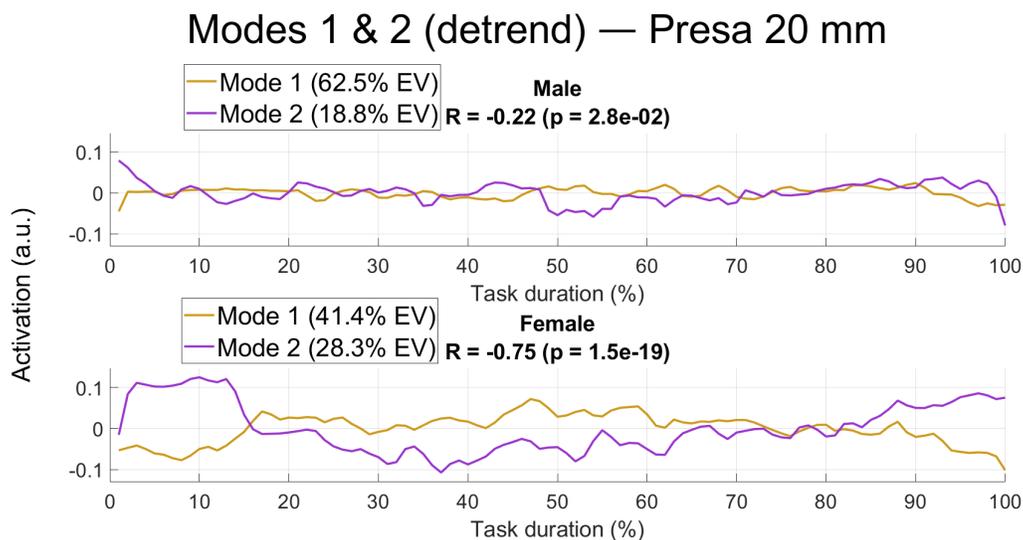


Figura 61: Pattern temporali delle prime due modalità principali (detrend) — presa 20 mm.

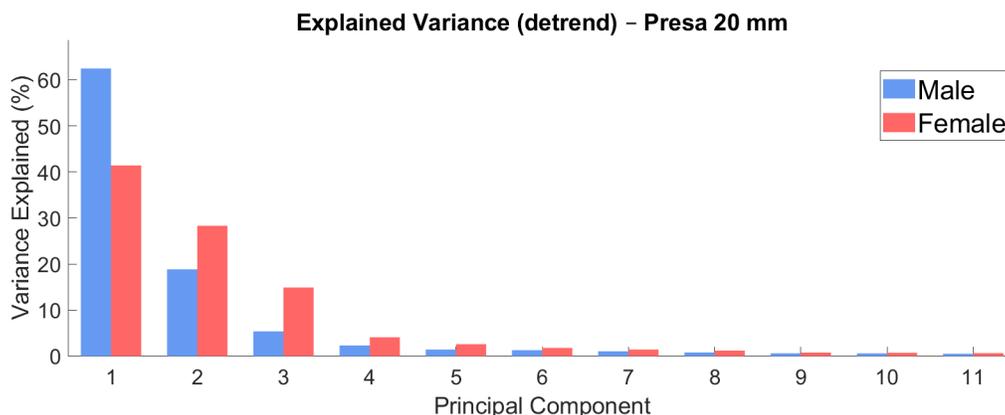


Figura 62: Varianza spiegata dai primi 11 componenti principali (PCA detrend) — presa 20 mm.

Preso da 30 mm. La Figura 63 mostra i pattern temporali delle prime due modalità. Il pattern di alternanza nelle donne rimane presente, seppur meno marcato ($R = -0.19$, $p = 0.064$), mentre negli uomini emerge una correlazione positiva significativa ($R = 0.22$, $p = 0.031$), indicando una tendenza alla co-attivazione delle modalità principali.

La Figura 64 riporta l'*Explained Variance*, evidenziando ancora una volta una distribuzione più bilanciata tra le prime componenti nelle donne rispetto agli uomini.

Questi risultati confermano che, specialmente nella presa più impegnativa (20 mm), le donne tendono ad adottare strategie neuromuscolari caratterizzate da maggiore alternanza.

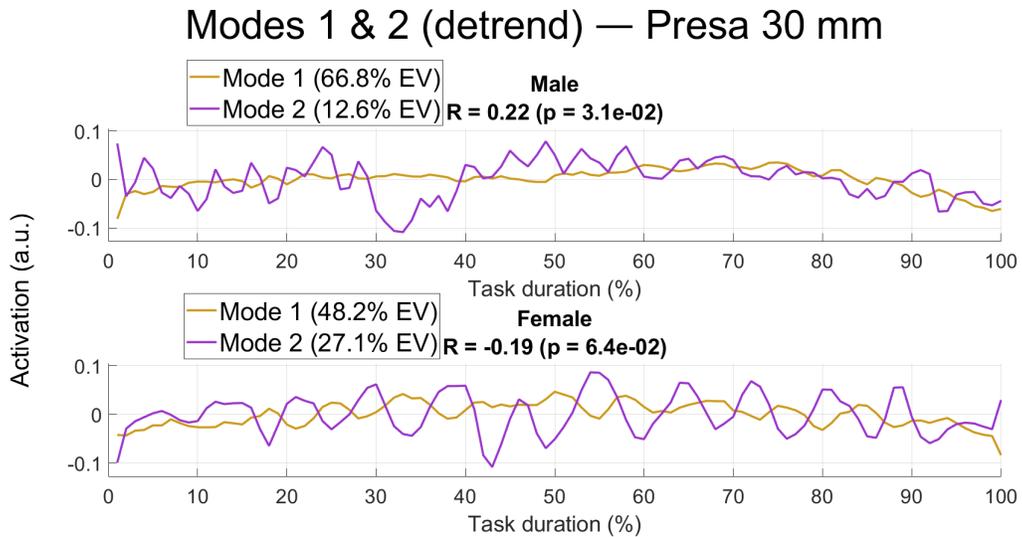


Figura 63: Pattern temporali delle prime due modalità principali (detrend) — presa 30 mm.

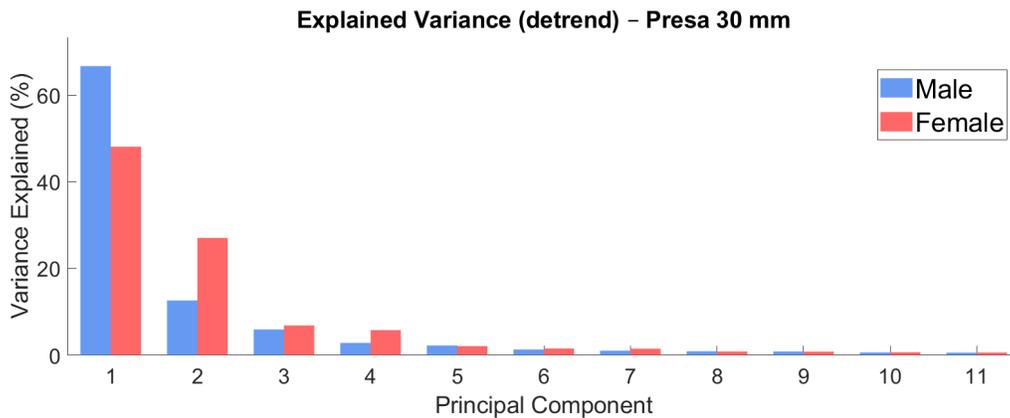


Figura 64: Varianza spiegata dai primi 11 componenti principali (PCA detrend) — presa 30 mm.

13.3.2 Analisi PCA senza detrend

L'analisi delle componenti principali (PCA) è stata condotta anche sui dati originali, senza rimozione della tendenza temporale (*detrend*), al fine di esplorare la dinamica temporale assoluta dell'attività muscolare durante il compito isometrico. Questa scelta metodologica consente di valutare l'evoluzione nel tempo dei pattern di attivazione principali, in particolare per quanto riguarda la progressione della fatica e le strategie di reclutamento adottate.

Presa da 20 mm. La **Mode 1** mostra un comportamento opposto tra uomini e donne: negli uomini essa è inizialmente elevata e decresce progressivamente nel tempo, suggerendo un elevato impegno iniziale seguito da un calo dell'attivazione muscolare. Nelle donne, al contrario, Mode 1 è inizialmente bassa e aumenta gradualmente lungo la durata del task, indicando un reclutamento progressivo e distribuito delle unità motorie. La **Mode 2**, invece, mostra un andamento complementare rispetto alla prima e contribuisce a spiegare ulteriori variazioni inter-sesso nella strategia di attivazione.

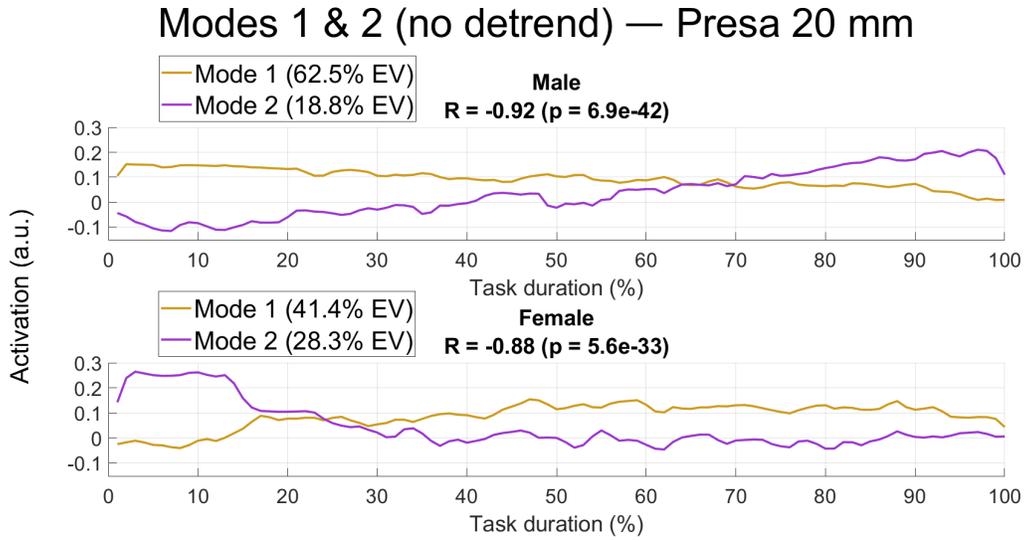


Figura 65: Andamento temporale delle prime due modalità (Mode 1 e Mode 2) ottenute tramite PCA senza detrend – presa da 20 mm.

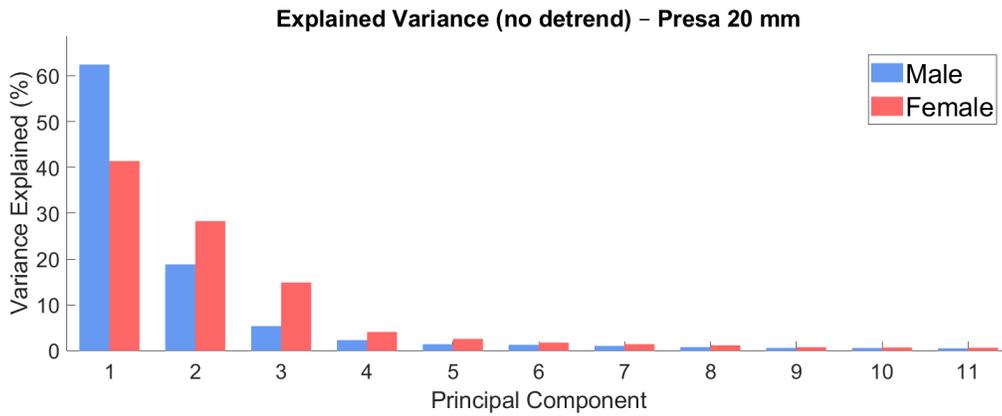


Figura 66: Varianza spiegata (*Explained Variance*) dalle prime componenti principali – presa da 20 mm.

Presa da 30 mm. Anche per la presa più ampia si osservano differenze tra i sessi, con la **Mode 1** che decresce nel tempo negli uomini e aumenta nelle donne. Le **Mode 2** mantengono un andamento quasi speculare, coerente con le strategie osservate nella presa da 20 mm.

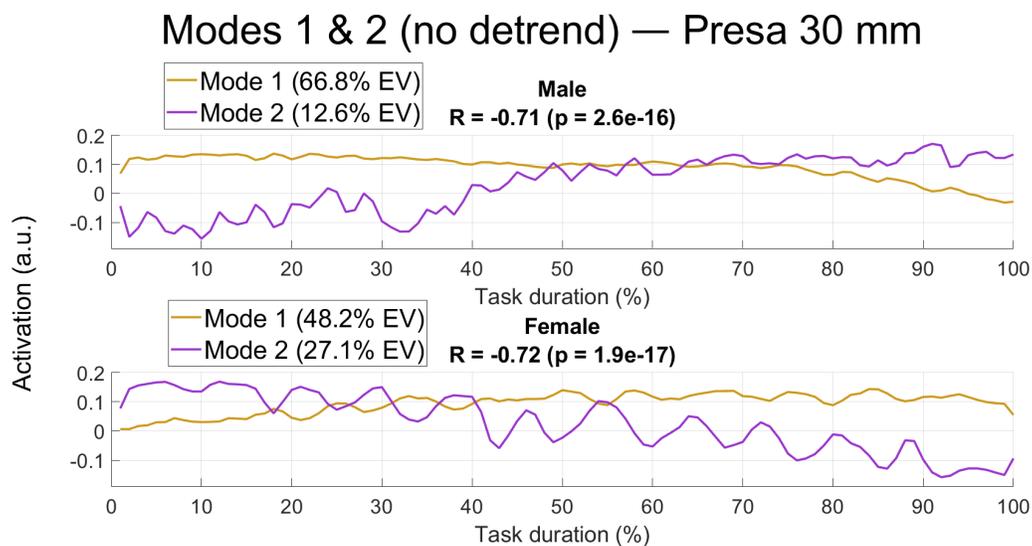


Figura 67: Andamento temporale delle prime due modalità (Mode 1 e Mode 2) ottenute tramite PCA senza detrend – presa da 30 mm.

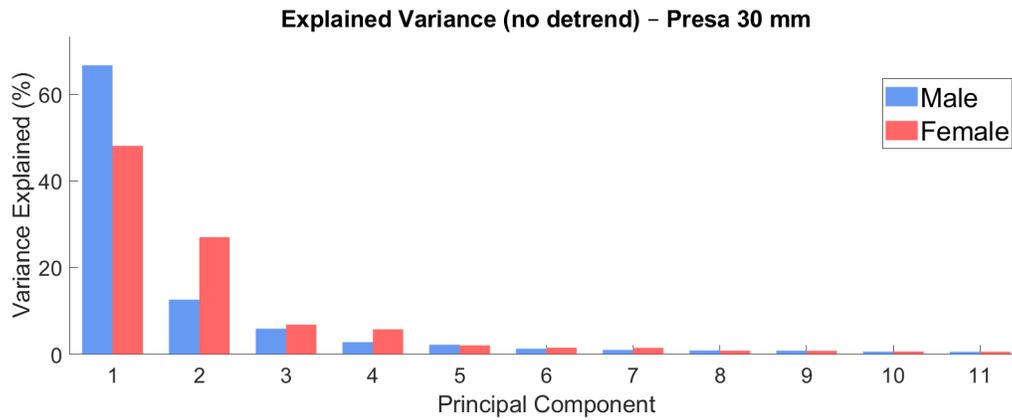


Figura 68: Varianza spiegata (*Explained Variance*) dalle prime componenti principali – presa da 30 mm.

In generale, questi risultati supportano l'ipotesi che le donne adottino strategie di reclutamento più conservative e distribuite, facendo affidamento su unità motorie resistenti alla fatica fin dalle fasi iniziali del compito, mentre gli uomini sembrano attivare più marcatamente tali unità solo in fasi avanzate.

13.4 Tabelle riepilogative dei risultati

Tabella 7: Risultati principali degli effetti di *Sex* e *Grip Width* (ANOVA 2×2).

Metrica	Effetto Sex	Effetto Grip Width
Failure Time	$p = 0.411$ (n.s.)	$p < 0.001$ $\uparrow 30$ mm
RMS Slope Mean	$p = 0.238$ (n.s.)	$p = 0.864$ (n.s.)
MDF Slope Mean	$p < 0.001$ $\uparrow F$	$p = 0.860$ (n.s.)
Mean Firing Rate	$p = 0.627$ (n.s.)	$p = 0.008$ $\uparrow 20$ mm
CoV-ISI	$p < 0.001$ $\uparrow F$	$p = 0.254$ (n.s.)
Intermittency	$p = 0.019$ $\uparrow F$	$p = 0.011$ $\uparrow 30$ mm

$\uparrow F$ = valore maggiore nelle donne; $\uparrow 30$ mm = valore maggiore nella presa da 30 mm; $\uparrow 20$ mm = valore maggiore nella presa da 20 mm; n.s. = non significativo ($p > 0.05$).

Tabella 8: Sintesi dei risultati PCA (detrend e senza detrend) per sesso e presa.

Metrica	Presa 20 mm	Presa 30 mm
<i>PCA (detrend)</i>		
Varianza Mode 1	62.5 % M; 41.4 % F	66.8 % M; 48.2 % F
Varianza Mode 2	18.8 % M; 28.3 % F	17.3 % M; 27.1 % F
Corr. Mode 1-2	M: $R = -0.22$, $p = 0.028$; F: $R = -0.75$, $p < 0.001$	M: $R = 0.22$, $p = 0.031$; F: $R = -0.19$, $p = 0.064$
<i>PCA (no detrend)</i>		
Varianza Mode 1	62.5 % M; 41.4 % F	66.8 % M; 48.2 % F
Varianza Mode 2	18.8 % M; 28.3 % F	17.3 % M; 27.1 % F
Corr. Mode 1-2	M: $R = -0.92$, $p < 0.001$; F: $R = -0.88$, $p < 0.001$	M: $R = -0.71$, $p < 0.001$; F: $R = -0.72$, $p < 0.001$

M = uomini; F = donne.

14 Discussione e futuri sviluppi

14.1 Discussione dei risultati

Guida alla lettura della discussione

L'obiettivo di questo studio, come indicato nell'introduzione, è determinare se le differenze fra arrampicatrici e arrampicatori dipendano principalmente da **strategie neurali** di controllo motorio o da **adattamenti muscolari** intrinseci al tessuto periferico, oppure dall'interazione di entrambi i meccanismi.

Per seguire con ordine questa dicotomia, la discussione è ora divisa in **due macro-sezioni**, ciascuna organizzata per gruppi di metriche omogenee:

1. *Adattamento muscolare*
 - variabili antropometriche e *failure time*
 - marker classici di fatica: *RMS-slope* e *MDF-slope*
2. *Strategie neurali*
 - statistiche di scarica: Mean FR, CoV-ISI, intermittency
 - pattern di *load-sharing*: MU-modes e PCA

Adattamento muscolare

Prestazione e morfologia. Durante la sospensione su tacche da 20 mm e 30 mm il *failure time* medio è risultato pressoché identico tra i sessi. Questo dato rientra nel quadro di studi che mostrano come il vantaggio femminile osservato a basse intensità tenda a svanire quando il carico contrattile aumenta [80, 81, 7, 50]. Il risultato acquista rilievo alla luce delle marcate differenze antropometriche: gli uomini presentavano peso, circonferenza e volume dell'avambraccio maggiori, mentre le donne disponevano di minore massa muscolare assoluta e maggiore percentuale di grasso corporeo [79].

Riuscire a eguagliare la prestazione con minori risorse strutturali suggerisce un'**efficienza muscolare relativa** superiore nelle arrampicatrici, probabilmente legata a (i) una maggiore percentuale di fibre di tipo I [82] e (ii) pressioni intramuscolari inferiori che favoriscono perfusione e rimozione dei metaboliti, differenza che si annulla in ischemia [13, 10].

Affaticamento periferico (RMS-/MDF-slope). La *RMS-slope mean* intesa come variazione di ampiezza del segnale EMG, sia simile tra sessi e prese. La *MDF-slope mean* è invece *più negativa* nelle donne: lo spostamento verso frequenze più basse è maggiore. Tale declino può riflettere:

1. il progressivo rallentamento di unità motorie a soglia bassa precocemente attivate;
2. un pool iniziale più ricco di fibre lente, caratterizzate da velocità di conduzione minore.

Il legame tra shift spettrale e rallentamento della conduzione è spiegato da Merletti [83, cap. 10]. Nel nostro campione, una pendenza *MDF meno* negativa (più vicina a zero) si associa a durate di sospensione (*failure time*) più lunghe nelle donne, confermando il legame $MDF \leftrightarrow$ endurance descritto da Vieira *et al.* [4]. L'insieme dei dati sostiene quindi un **adattamento muscolare fine** basato sulla disponibilità e sul mantenimento in attività di unità motorie a soglia bassa e fibre lente [84, 82]. I potenziali contributi di una diversa strategia di controllo verranno esaminati nella sezione successiva.

Strategie neurali — statistiche di scarica e MU-modes

Metriche tradizionali. La *Mean Firing Rate* complessiva non differisce tra sessi, confermando che il livello medio di attivazione è simile; studi a intensità più basse avevano invece riportato FR più alte nelle donne [15, 14]. È invece significativa la differenza fra prese: su quella da 20 mm la FR risulta più alta rispetto alla 30 mm in entrambi i gruppi, segno che l'incremento di carico viene compensato modulando la frequenza di scarica. Le arrampicatrici mostrano però valori significativamente maggiori di CoV-ISI e *intermittency*. Una variabilità di scarica elevata è interpretabile, secondo la rassegna di Gazzoni, Botter & Vieira [6], come **load-sharing via rate-coding**: due sotto-pool di UM modulano la frequenza in contro-fase, riducendo la fatica senza necessità di rotazione sequenziale delle stesse unità. Pattern di variabilità/pausa analoghi sono stati descritti nei classici studi di sostituzione prolungata delle unità motorie [22, 20]. L'intermittency più accentuata nelle donne, soprattutto sulla presa da 30 mm, suggerisce dunque micro-pause programmate che risparmiano risorse metaboliche a parità di forza.

MU-modes e PCA. Per approfondire il controllo temporale, abbiamo applicato la PCA ai profili di *firing rate*, normalizzandoli nel tempo come proposto da Madarshahian & Latash [73]. In media i primi due MU-modes spiegano oltre l'80 % della varianza.

Trend lento (senza detrend). Negli uomini la *Mode 1* decresce mentre la *Mode 2* cresce; nelle donne il pattern è invertito e la correlazione rimane fortemente negativa. Questa contro-fase richiama il *load-sharing via rate coding* descritto da Gazzoni *et al.* [6]. Negli uomini il primo pool di UM “cede il passo” a un secondo dopo l'attivazione iniziale, mentre nelle donne i due pool restano co-attivi ma sfasati, producendo un reclutamento più graduale e distribuito nel tempo.

Fluttuazioni rapide (detrend). Eliminato il trend emergono correlate diverse a seconda della presa: sulla 20 mm i maschi mostrano solo una debole anticorrelazione, mentre le femmine mantengono un'antifase marcata; sulla presa 30 mm il coefficiente maschile diventa lievemente positivo e quello femminile si attenua. In sintesi, la contro-fase persiste in modo netto nelle arrampicatrici sotto il carico più elevato (20 mm), mentre nei maschi i due pool di UM tendono a modulare in modo quasi indipendente. Questa covariazione antifase rientra nel concetto di *sinergia di stabilizzazione* descritto da Latash [60].

Sintesi funzionale. Mean FR simile ma variabilità più elevata, unita alla persistenza della contro-fase fra MU-modes, indica che le arrampicatrici adottano una **strategia neurale di load-sharing stabile e flessibile**, idonea a compensare la minore massa muscolare. Negli uomini emerge invece una modulazione più sequenziale dei pool, con possibili micro-fluttuazioni di forza. Questi risultati completano il quadro degli adattamenti neurali che si affiancano agli adattamenti muscolari discussi in precedenza.

14.2 Futuri sviluppi

I risultati e le limitazioni metodologiche di questo lavoro suggeriscono due linee di ricerca prioritarie.

1. Forza specifica e qualità del muscolo. La sola massa muscolare non spiega completamente le variazioni di forza. Meta-analisi e studi sperimentali indicano che l'*area-specific force* può aumentare in modo indipendente dall'ipertrofia [85, 86]. Futuri protocolli dovrebbero quindi misurare la *maximum voluntary contraction* (MVC) normalizzata alla sezione fisiologica dell'avambraccio (ad esempio tramite ecografia), per verificare se l'efficienza muscolare relativa osservata nelle donne si traduce anche in una maggiore forza specifica.

2. Compiti isometrici controllati. Per ridurre la variabilità legata all'esecuzione, si raccomanda di riprodurre il test in laboratorio con un dinamometro isometrico, fornendo feedback visivi che mantengano il livello di forza costante. Ciò permetterebbe di caratterizzare con maggiore precisione:

- la dinamica di reclutamento delle unità motorie;
- le componenti centrale e periferica della fatica, isolate dal gesto tecnico.

Queste due integrazioni—forza specifica normalizzata e controllo rigoroso del carico—isoleranno i meccanismi adattativi responsabili delle differenze fra i sessi e valideranno le strategie neurali di *load-sharing* emerse in questo studio.

15 Conclusioni

I risultati mostrano che le differenze di endurance fra arrampicatrici e arrampicatori derivano dall'interazione di **adattamenti muscolari** e **strategie neurali**.

- **Adattamento muscolare.** Nonostante una massa muscolare assoluta inferiore, le donne eguagliano il *failure time* degli uomini. La *RMS-slope* è simile fra i sessi, mentre la *MDF-slope* risulta in media più negativa nelle arrampicatrici ed è *significativamente correlata* al *failure time* solo nel gruppo femminile sulla presa da 20 mm: pendenze meno negative (caduta spettrale più contenuta) si associano a tempi di tenuta più lunghi. Il dato suggerisce un pool di fibre lente/UM a soglia bassa più resistenti, in linea con la maggiore percentuale di fibre di tipo I riportata in letteratura.
- **Strategie neurali.** La frequenza di scarica media è simile, ma la variabilità (CoV-ISI, *intermittency*) e la contro-fase fra MU-modes sono più pronunciate nelle donne, indice di un *load-sharing via rate-coding*: due sotto-pool di unità motorie scaricano sfasati per distribuire il carico e stabilizzare la forza.

In sintesi, le arrampicatrici raggiungono la *stessa* endurance degli uomini nonostante una minore massa muscolare, grazie a muscoli più efficienti e a un controllo neurale più flessibile; entrambi i livelli sono necessari per comprendere a fondo le differenze di prestazione fra i sessi.

Bibliografia

- [1] 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* 76.2 (1997), pp. 174–180. DOI: 10.1007/s004210050231.
- [2] Laurent Vigouroux e François 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. DOI: 10.1080/02640410500127785.
- [3] Vanesa España-Romero et al. “Climbing time to exhaustion is a determinant of climbing performance in high-level sport climbers”. In: *European Journal of Applied Physiology* 107.5 (2009), pp. 517–525. DOI: 10.1007/s00421-009-1155-x.
- [4] Taian Martins Vieira et al. “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* (2024). DOI: 10.1080/02640414.2024.2357470.
- [5] Roberto Merletti, Marco Knafitz e Carlo J. De Luca. “Myoelectric manifestations of fatigue in voluntary and electrically elicited contractions”. In: *Journal of Applied Physiology* 69.5 (1990), pp. 1810–1820. DOI: 10.1152/jappl.1990.69.5.1810.
- [6] Gazzoni Marco, Botter Alberto e Vieira Taian. “Surface EMG and muscle fatigue: multi-channel approaches to the study of myoelectric manifestations of muscle fatigue”. In: *Physiological Measurement* 38 (2017), R27–R60. DOI: 10.1088/1361-6579/aa60b9.

- [7] Sandra K Hunter. “Sex differences in human fatigability: mechanisms and insight to physiological responses”. In: *Acta Physiologica* 210.4 (2014), pp. 768–789. DOI: 10.1111/apha.12234.
- [8] Sandra K Hunter et al. “Sex differences in time to task failure and blood flow for an intermittent isometric fatiguing contraction”. In: *Muscle & Nerve* 39.1 (2009), pp. 42–53. DOI: 10.1002/mus.21203.
- [9] Patrik Berta et al. “Validity and normative scores of finger flexor strength and endurance tests estimated from a large sample of female and male climbers”. In: *Journal of Sports Sciences* 43.1 (2025), pp. 1–12. DOI: 10.1080/02640414.2024.2449316.
- [10] Ben Ansdell et al. “Sex differences in fatigability and recovery relative to the intensity-duration relationship”. In: *The Journal of Physiology* 597.22 (2019), pp. 5611–5624. DOI: 10.1113/JP278699.
- [11] James L. Nuzzo. “Narrative Review of Sex Differences in Muscle Strength, Endurance, Activation, Size, Fiber Type, and Strength Training Participation Rates, Preferences, Motivations, Injuries, and Neuromuscular Adaptations”. In: *Journal of Strength and Conditioning Research* 37.2 (feb. 2023), pp. 494–536. DOI: 10.1519/JSC.0000000000004329.
- [12] James L Nuzzo. “Sex differences in skeletal muscle fiber types: A meta-analysis”. In: *Clinical Anatomy* 37.1 (2024), pp. 1–11. DOI: 10.1002/ca.24091.
- [13] David W. Russ et al. “Sex differences in glycolysis during brief, intense isometric contractions”. In: *Muscle & Nerve* 32.5 (2005), pp. 647–655. DOI: 10.1002/mus.20396.

- [14] Edoardo Lecce et al. “Characterising sex-related differences in lower- and higher-threshold motor unit behaviour through high-density surface electromyography”. In: *The Journal of Physiology* (2024). DOI: 10.1113/EP091823.
- [15] Yuxiao Guo et al. “Neuromuscular recruitment strategies of the vastus lateralis according to sex”. In: *Acta Physiologica* 235.2 (2022), e13803. DOI: 10.1111/apha.13803.
- [16] J. G. Inglis e D. A. Gabriel. “Sex differences in motor unit discharge rates at maximal and submaximal efforts”. In: *Applied Physiology, Nutrition, and Metabolism* 45.11 (2020), pp. 1197–1207. DOI: 10.1139/apnm-2019-0958.
- [17] Yi-Ling Peng, Matthew S. Tenan e Lisa Griffin. “Hip position and sex differences in motor unit firing patterns of the vastus medialis and vastus medialis oblique in healthy individuals”. In: *Journal of Applied Physiology* 124.6 (2018), pp. 1438–1446. DOI: 10.1152/jappphysiol.00702.2017.
- [18] Mandy E. Parra et al. “Sex-related differences in motor unit firing rates and action potential amplitudes of the first dorsal interosseous during high-, but not low-intensity contractions”. In: *Experimental Brain Research* 238.7-8 (2020), pp. 1751–1764. DOI: 10.1007/s00221-020-05759-1.
- [19] Yuichi Nishikawa et al. “Sex differences in laterality of motor unit firing behavior of the first dorsal interosseous muscle in strength-matched healthy young males and females”. In: *European Journal of Applied Physiology* 124 (2024), pp. 1979–1990. DOI: 10.1007/s00421-024-05420-7.

- [20] P. Bawa, K. E. Jones e R. B. Stein. “Rotation of Motoneurons during Prolonged Isometric Contractions in Humans”. In: *Journal of Neurophysiology* 96.3 (2006), pp. 1135–1140. DOI: 10.1152/jn.01063.2005.
- [21] M. Kouzaki et al. “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. DOI: 10.1152/jappphysiol.00418.2004.
- [22] R. H. Westgaard e C. J. De Luca. “Motor Unit Substitution in Long-Duration Contractions of the Human Trapezius Muscle”. In: *Journal of Neurophysiology* 82.1 (1999), pp. 501–504. DOI: 10.1152/jn.1999.82.1.501.
- [23] Guide Dolomiti. *Gradi di difficoltà in arrampicata*. <https://www.guidedolomiti.com/gradi-difficolta-arrampicata/>. Consultato il 18 aprile 2025. n.d.
- [24] T. D. Koukoubis et al. “An electromyographic study of arm muscles during climbing”. In: *Knee Surg., Sports Traumatol., Arthrosc.* 3.2 (lug. 1995), pp. 121–124. DOI: 10.1007/BF01552388.
- [25] E. Limonta et al. “Motor unit activation strategy during a sustained isometric contraction of finger flexor muscles in elite climbers”. In: *Journal of Sports Sciences* 34.2 (gen. 2016), pp. 133–142. DOI: 10.1080/02640414.2015.1035738.
- [26] F. Esposito et al. “Electrical and mechanical response of finger flexor muscles during voluntary isometric contractions in elite rock-climbers”. In: *European Journal of Applied Physiology* 105.1 (gen. 2009), pp. 81–92. DOI: 10.1007/s00421-008-0877-5.

- [27] C. J. Heckman e R. M. Enoka. “Motor Unit”. In: *Comprehensive Physiology*. A cura di Y. S. Prakash. 1^a ed. Wiley, 2012, pp. 2629–2682. DOI: 10.1002/cphy.c100087.
- [28] A. W. English e S. L. Wolf. “The Motor Unit: Anatomy and Physiology”. In: *Physical Therapy* 62.12 (dic. 1982), pp. 1763–1772. DOI: 10.1093/ptj/62.12.1763.
- [29] Robert MacKenzie et al. “Physical and Physiologic Determinants of Rock Climbing”. In: *International Journal of Sports Physiology and Performance* (2019). DOI: 10.1123/ijsp.2018-0901.
- [30] Christine M. Mermier et al. “Physiological and anthropometric determinants of sport climbing performance”. In: *British Journal of Sports Medicine* 34.5 (2000), pp. 359–366. DOI: 10.1136/bjbm.34.5.359.
- [31] Luisa V. Giles, Edward C. Rhodes e Jack E. Taunton. “The Physiology of Rock Climbing”. In: *Sports Medicine* 36.6 (2006), pp. 529–545. DOI: 10.2165/00007256-200636060-00006.
- [32] Phillip B. Watts. “Physiology of difficult rock climbing”. In: *European Journal of Applied Physiology* 91.4 (2004), pp. 361–372. DOI: 10.1007/s00421-003-1036-7.
- [33] S. Grant et al. “Anthropometric, strength, endurance and flexibility characteristics of elite and recreational climbers”. In: *Journal of Sports Sciences* 14.4 (1996), pp. 301–309. DOI: 10.1080/02640419608727715.
- [34] Michał Ginszt et al. “Body Composition, Anthropometric Parameters, and Strength–Endurance Characteristics of Sport Climbers: A Systematic Review”. In: *Journal of Strength and Conditioning Research* 37.6 (2023), pp. 1339–1348. DOI: 10.1519/JSC.0000000000004464.

- [35] S. Grant et al. “A comparison of the anthropometric, strength, endurance and flexibility characteristics of female elite and recreational climbers and non-climbers”. In: *Journal of Sports Sciences* 19.7 (2001), pp. 499–505. DOI: 10.1080/026404101750238953.
- [36] Sara Faggian, Nicola Borasio e Marco Vecchiato. “Sport climbing performance determinants and functional testing methods: A systematic review”. In: *Journal of Sport and Health Science* 14 (2025), p. 100974. DOI: 10.1016/j.jshs.2024.100974.
- [37] Marcin Maciejczyk et al. “Climbing-Specific Exercise Tests: Energy System Contributions and Relationships With Sport Performance”. In: *Frontiers in Physiology* 12 (2022), p. 787902. DOI: 10.3389/fphys.2021.787902.
- [38] N. Fallentin, K. Jørgensen e E. B. Simonsen. “Motor unit recruitment during prolonged isometric contractions”. In: *European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology* 67.4 (1993), pp. 335–341. DOI: 10.1007/BF00357632.
- [39] Trent J. Herda et al. “Motor unit control strategies of endurance- versus resistance-trained individuals”. In: *Muscle & Nerve* 52.5 (2015), pp. 832–843. DOI: 10.1002/mus.24597.
- [40] Joni A. Mettler e Lisa Griffin. “Muscular endurance training and motor unit firing patterns during fatigue”. In: *Experimental Brain Research* 234.2 (2016), pp. 267–276. DOI: 10.1007/s00221-015-4455-x.
- [41] Timothy W. Lowe et al. “Low-load blood flow restriction reduces time-to-minimum single motor unit discharge rate”. In: *Experimental Brain Research* 241 (2023), pp. 2795–2805. DOI: 10.1007/s00221-023-06720-8.

- [42] Espen Hermans et al. “The Effects of 10 Weeks Hangboard Training on Climbing Specific Maximal Strength, Explosive Strength, and Finger Endurance”. In: *Frontiers in Sports and Active Living* 4 (2022), p. 888158. DOI: 10.3389/fspor.2022.888158.
- [43] Atle Hole Saeterbakken et al. “The Connection Between Resistance Training, Climbing Performance, and Injury Prevention”. In: *Sports Medicine - Open* 10.1 (2024), p. 10. DOI: 10.1186/s40798-024-00677-w.
- [44] Marc Philippe et al. “Climbing-specific finger flexor performance and forearm muscle oxygenation in elite male and female sport climbers”. In: *European Journal of Applied Physiology* 112.8 (2012), pp. 2839–2847. DOI: 10.1007/s00421-011-2260-1.
- [45] Erika Nelson-Wong et al. “Influence of Experience, Training Frequency, and Sex on Climbing-Specific Grip Force in Rock Climbers of Varying Skill Level”. In: *Journal of Applied Biomechanics* 41.2 (2025), pp. 142–150. DOI: 10.1123/jab.2024-0056.
- [46] Anthony A Olmos et al. “Sex-related differences in motor unit behavior are influenced by myosin heavy chain during high- but not moderate-intensity contractions”. In: *Acta Physiologica* 239.1 (2023), e14024. DOI: 10.1111/apha.14024.
- [47] Hannah L Dimmick et al. “Vastus lateralis muscle tissue composition and motor unit properties in chronically endurance-trained vs. sedentary women”. In: *European Journal of Applied Physiology* 118.9 (2018), pp. 1789–1800. DOI: 10.1007/s00421-018-3909-9.
- [48] Roger M. Enoka e Jacques Duchateau. “Muscle fatigue: what, why and how it influences muscle function”. In: *The Journal of Physiology* 586.1 (2008), pp. 11–23. DOI: 10.1113/jphysiol.2007.139477.

- [49] Rubio-Zarapuz Tornero-Aguilera Jimenez-Morcillo e Clemente-Suarez. “Central and Peripheral Fatigue in Physical Exercise Explained: A Narrative Review”. In: *International Journal of Environmental Research and Public Health* 19.7 (2022), p. 3909. DOI: 10.3390/ijerph19073909.
- [50] Sandra K. Hunter. “Performance Fatigability: Mechanisms and Task Specificity”. In: *Cold Spring Harbor Perspectives in Medicine* 8.a029728 (2018). DOI: 10.1101/cshperspect.a029728.
- [51] A. Walsh et al. “The effect of fatigue on climbing fluidity and hand movements”. In: *Sports Biomechanics* 11.37 (2023), pp. 1–10. DOI: 10.1080/14763141.2023.2182703.
- [52] Carlo Dindorf et al. “In Vivo Monitoring of Acute and Intermittent Fatigue in Sport Climbing Using Near-Infrared Spectroscopy Wearable Biosensors”. In: *Sports* 11.2 (2023), p. 37. DOI: 10.3390/sports11020037.
- [53] Sandra K. Hunter et al. “Active hyperemia and vascular conductance differ between men and women for an isometric fatiguing contraction”. In: *Journal of Applied Physiology* 101.1 (2006), pp. 140–150. DOI: 10.1152/jappphysiol.01567.2005.
- [54] Dario Farina, Roberto Merletti e Roger M. Enoka. “The extraction of neural strategies from the surface EMG: an update”. In: *Journal of Applied Physiology* 117.11 (dic. 2014), pp. 1215–1230. DOI: 10.1152/jappphysiol.00162.2014.
- [55] Giacinto Luigi Cerone, Alberto Botter e Marco Gazzoni. “A Modular, Smart, and Wearable System for High Density sEMG Detection”. In: *IEEE Transactions on Biomedical Engineering* 66.12 (2019), pp. 3371–3380. DOI: 10.1109/TBME.2019.2904398.

- [56] Maoqi Chen e Ping Zhou. “High-Density Surface EMG Decomposition: Achievements, Challenges, and Concerns”. In: *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering* 33 (2025), pp. 1212–1220. DOI: 10.1109/TNSRE.2025.3551630.
- [57] 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. DOI: 10.1109/JPROC.2015.2498665.
- [58] Dennis Yeung, Francesco Negro e Ivan Vujaklija. “Adaptive HD-sEMG decomposition: towards robust real-time decoding of neural drive”. In: *Journal of Neural Engineering* 21.2 (2024), p. 026012. DOI: 10.1088/1741-2552/ad33b0.
- [59] Agnese Grison et al. “Unlocking the Full Potential of High-Density Surface EMG: Novel Non-Invasive High-Yield Motor Unit Decomposition”. In: *The Journal of Physiology* 603.8 (2025), pp. 2281–2300. DOI: 10.1113/JP287913.
- [60] Mark L. Latash. “One more time about motor (and non-motor) synergies”. In: *Experimental Brain Research* 239.10 (2021), pp. 2951–2967. DOI: 10.1007/s00221-021-06188-4.
- [61] Mark L. Latash. “The control and perception of antagonist muscle action”. In: *Experimental Brain Research* 241.1 (2023), pp. 1–12. DOI: 10.1007/s00221-022-06498-1.
- [62] MathWorks. *Principal Component Analysis (PCA)*. <https://it.mathworks.com/help/stats/principal-component-analysis-pca.html>. Accessed: 2025-05-17. 2025.
- [63] MathWorks. *Nonnegative Matrix Factorization (NMF)*. <https://it.mathworks.com/help/stats/nonnegative-matrix-factorization.html>. Accessed: 2025-05-17. 2025.

- [64] LISiN, Politecnico di Torino e ReC Bioengineering Laboratories S.r.l. *Meacs User Guide v0.2.1a*. Documento tecnico interno fornito dagli sviluppatori, non pubblicato online. Set. 2023.
- [65] 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. DOI: 10.1109/TSP.2007.896108.
- [66] Ales Holobar, Damjan Zazula e Roberto Merletti. “DEMUSETOOL: A Tool for Decomposition of Multichannel Surface Electromyograms”. In: *ISEK Conference Proceedings*. Available at: <https://www.researchgate.net/publication/228705541>. Niagara Falls, Canada, 2008.
- [67] A. Holobar e D. Farina. “Blind source identification from the multichannel surface electromyogram”. In: *Physiological Measurement* 35.7 (2014), R143–R165. DOI: 10.1088/0967-3334/35/7/R143.
- [68] Kevin E. Power et al. “Endurance-exercise training adaptations in spinal motoneurons: potential functional relevance to locomotor output and assessment in humans”. In: *European Journal of Applied Physiology* 122.6 (2022), pp. 1367–1381. DOI: 10.1007/s00421-022-04918-2.
- [69] Andrea Del Vecchio et al. “Tutorial: Analysis of motor unit discharge characteristics from high-density surface EMG signals”. In: *Journal of Electromyography and Kinesiology* 53 (2020), p. 102426. DOI: 10.1016/j.jelekin.2020.102426.
- [70] Andrej Holobar, Dario Farina e Marco A. Minetto. “Accurate identification of motor unit discharge patterns from high-density surface EMG and validation with a novel signal-based performance metric”. In: *Journal of Neural Engineering* 11.1 (2014), p. 016008. DOI: 10.1088/1741-2560/11/1/016008.

- [71] 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 (gen. 2019), pp. 66–76. DOI: 10.1109/TNSRE.2018.2885283.
- [72] Taian M. M. Vieira et al. “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. DOI: 10.1152/jn.00659.2011.
- [73] Shirin Madarshahian e Mark L. Latash. “Effects of hand muscle function and dominance on intra-muscle synergies”. In: *Human Movement Science* 82 (apr. 2022), p. 102936. ISSN: 0167-9457. DOI: 10.1016/j.humov.2022.102936.
- [74] Daniel D. Lee e H. Sebastian Seung. “Learning the parts of objects by non-negative matrix factorization”. In: *Nature* 401.6755 (1999), pp. 788–791. DOI: 10.1038/44565.
- [75] Ian T. Jolliffe e Jorge Cadima. “Principal component analysis: a review and recent developments”. In: *Philosophical Transactions of the Royal Society A: Mathematical, Physical and Engineering Sciences* 374.2065 (2016), p. 20150202. DOI: 10.1098/rsta.2015.0202.
- [76] Jonathon Shlens. *A Tutorial on Principal Component Analysis*. <https://arxiv.org/abs/1404.1100>. Version 3.02. 2014.
- [77] Asghar Ghasemi e Saleh Zahediasl. “Normality Tests for Statistical Analysis: A Guide for Non-Statisticians”. In: *International Journal of Endocrinology and Metabolism* 10.2 (2012), pp. 486–489. DOI: 10.5812/ijem.3505.

- [78] Andy Field. *Discovering Statistics Using IBM SPSS Statistics*. 5^a ed. London: SAGE Publications Ltd, 2018. ISBN: 9781526419521. URL: <https://uk.sagepub.com/en-gb/eur/discovering-statistics-using-ibm-spss-statistics/book285130>.
- [79] R. P. Abernathy e D. R. Black. “Healthy body weights: an alternative perspective”. In: *The American Journal of Clinical Nutrition* 63.Suppl (1996). Roundtable discussion of the American Health Foundation, 448S–451S. ISSN: 0002-9165. DOI: 10.1093/ajcn/63.3.448.
- [80] R. J. Maughan et al. “Endurance capacity of untrained males and females in isometric and dynamic muscular contractions”. In: *European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology* 55.4 (1986), pp. 395–400. DOI: 10.1007/BF00422739.
- [81] Tejin Yoon et al. “Mechanisms of fatigue differ after low- and high-force fatiguing contractions in men and women”. In: *Muscle & Nerve* 36.4 (ott. 2007), pp. 515–524. DOI: 10.1002/mus.20844.
- [82] Sandra K. Hunter. “The Relevance of Sex Differences in Performance Fatigability”. In: *Medicine and Science in Sports and Exercise* 48.11 (2016), pp. 2247–2256. DOI: 10.1249/MSS.0000000000000928.
- [83] Roberto Merletti. “Muscle Force and Myoelectric Manifestations of Fatigue”. In: *Surface Electromyography: Physiology, Engineering and Applications*. A cura di Roberto Merletti e Philip A. Parker. Chichester, UK: John Wiley & Sons, Ltd, 2016. Cap. 10, pp. 97–118. DOI: 10.1002/9781119082934.ch10.
- [84] Alain Carpentier, Jacques Duchateau e Kurt Hainaut. “Motor unit behaviour and contractile changes during fatigue in the human first dorsal interosseus muscle”. In: *The Journal of Physiology* 534.3 (2001), pp. 903–912. ISSN: 0022-3751. DOI: 10.1111/j.1469-7793.2001.00903.x.

- [85] Scott J. Dankel et al. “Resistance training induced changes in strength and specific force at the fiber and whole muscle level: a meta-analysis”. In: *European Journal of Applied Physiology* 119.1 (2019), pp. 265–278. DOI: 10.1007/s00421-018-4022-9.
- [86] Robert M. Erskine et al. “Inter-individual variability in the adaptation of human muscle specific tension to progressive resistance training”. In: *European Journal of Applied Physiology* 110 (2010), pp. 1117–1125. DOI: 10.1007/s00421-010-1601-9.

Elenco delle tabelle

1	Sintesi delle principali differenze fisiologiche e funzionali tra uomini e donne nell'arrampicata	57
2	Caratteristiche antropometriche del campione. Valori espressi come media \pm SD; a destra il risultato dell'ANOVA a un fattore ($F_{1,15}, p$).	113
3	Risultati ANOVA 2×2 per le pendenze EMG. L'asterisco indica $p < .05$	117
4	Risultati ANOVA 2×2 per la Mean FR. L'asterisco indica $p < .05$	121
5	Risultati ANOVA 2×2 per il CoV-ISI. L'asterisco indica $p < .05$	123
6	Risultati ANOVA 2×2 per l'Intermittency. L'asterisco indica $p < .05$	124
7	Risultati principali degli effetti di <i>Sex</i> e <i>Grip Width</i> (ANOVA 2×2).	133
8	Sintesi dei risultati PCA (detrend e senza detrend) per sesso e presa.	133

Iconografia

- **Figura 1:** Arrampicata di tipo *lead climbing* in palestra su parete indoor strapiombante. Immagine tratta dal sito *GearJunkie*, disponibile su: <https://gearjunkie.com/climbing/top-rope-vs-lead-climbing-explainer>, consultato il 22 aprile 2025.
- **Figura 2:** Arrampicata di tipo *bouldering* su parete indoor strapiombante. Immagine tratta dal sito *Alpine Indoor Climbing*, disponibile su: <https://alpineindoorclimbing.com/5-reasons-to-start-bouldering/>, consultato il 22 aprile 2025.
- **Figura 3:** Arrampicata di tipo *speed climbing* durante una competizione indoor. Immagine tratta dal sito *Movement Gyms*, disponibile su: <https://blog.movementgyms.com/what-is-speed-climbing>, consultato il 22 aprile 2025.
- **Figura 4:** Arrampicata di tipo *Deep Water Soloing* (DWS) senza protezione su parete a strapiombo sopra l'acqua. Immagine tratta dal sito *Rockerfellas Adventure*, disponibile su: <http://www.rockerfellasadventure.com/deep-water-solo/>, consultato il 22 aprile 2025.
- **Figura 5:** Arrampicata di tipo *multi-pitch*, con gestione di soste e progressione a tiri su più lunghezze di corda. Immagine tratta dal sito *Klettern in Spanien*, disponibile su: <https://www.klettern-in-spanien.de/en/climbing-courses/climbing-courses/multi-pitch-course>, consultato il 22 aprile 2025.
- **Figura 6:** Arrampicata su parete di tipo *big wall*. Immagine tratta dal sito *Red Bull*, disponibile su: <https://www.redbull.com/us-en/big-wall-climbing>, consultato il 22 aprile 2025.

- **Figura 7:** Immagini relative all'arrampicata *tradizionale* (trad climbing), che prevede l'utilizzo di protezioni mobili (cam e nut). Immagini tratte dai siti *Xcl Online* e *REI Co-op*, disponibili su: <https://www.xclonline.shop/?ggcid=1908603> e <https://www.rei.com/learn/expert-advice/traditional-climbing-basics.html>, consultati il 22 aprile 2025.
- **Figura 8:** Arrampicata in modalità *free solo*, eseguita senza corde né protezioni su una parete di elevata difficoltà. Immagine tratta dal sito *Boston Herald*, disponibile su: <https://www.bostonherald.com/2019/03/03/solo/>, consultato il 22 aprile 2025.
- **Figura 9:** Arrampicata su ghiaccio (*ice climbing*) in ambiente naturale, con utilizzo di attrezzi tecnici come piccozze e ramponi. Immagine tratta dal sito *Lake City*, disponibile su: <https://lakecity.com/the-lake-city-ice-park-big-walls-small-town-charm/>, consultato il 22 aprile 2025.
- **Figura 10:** Arrampicata in modalità *dry tooling*, con utilizzo di attrezzi tecnici da ghiaccio (piccozze e ramponi) su roccia. Immagine tratta dal sito *British Mountaineering Council*, disponibile su: <https://services.thebmc.co.uk/interview-angelika-rainer-the-first-woman-to-climb-a-d15-drytooling-route>, consultato il 22 aprile 2025.
- **Figura 11:** Arrampicata *mista* (mixed climbing) su terreno combinato di roccia e ghiaccio, con uso di attrezzi tecnici come piccozze e ramponi. Immagine tratta dal sito *Blackbird Guides*, disponibile su: <https://blackbirdguides.com/blogs/alpine-climbing/complete-guide-to-mixed-climbing-grades>, consultato il 22 aprile 2025.

- **Figura 12:** Presa di tipo *Jug (Maniglia)*. Immagine tratta dal sito Sportrock: *Types of Holds and How to Use Them*, disponibile su: <https://www.sportrock.com/post/types-of-holds-and-how-to-use-them>, consultato il 22 aprile 2025.
- **Figura 13:** Presa di tipo *Slope (Appoggio)*. Immagine tratta dal sito Climbing.com: *Rock Climbing Technique*, disponibile su: <https://www.climbing.com/skills/rock-climbing-technique/>, consultato il 22 aprile 2025.
- **Figura 14:** Presa di tipo *Crimp (Tacca)*. Immagine tratta dal video su YouTube: *Types of Rock Climbing Holds and How to Use Them*, disponibile su: <https://www.youtube.com/watch?v=EN1wqrW3TNE>, consultato il 22 aprile 2025.
- **Figura 15:** Presa di tipo *Pocket (monodito, bidito, tridito, quadridito)*. Composizione di immagini tratte da:
 - *Satellite Climbing – Monoka*, <https://www.satelliteclimbing.com/monoka.html>
 - *Sportrock – Types of Holds and How to Use Them*, <https://www.sportrock.com/post/types-of-holds-and-how-to-use-them>
 - *Climbing Crux – Climbing Holds*, <https://www.climbingcrux.com/climbing-holds>
 - *Mesa Rim – Climbing Fundamentals*, <https://mesarim.com/miramesa/climbing-fundamentals/>

consultati il 22 aprile 2025.

- **Figura 16:** Presa di tipo *Pinch (Pinza)*. Immagine tratta dal sito *Climbing Crux – Climbing Holds*, disponibile su: <https://www.climbingcrux.com/climbing-holds>, consultato il 22 aprile 2025.
- **Figura 17:** Presa di tipo *Volumes (Volumi)*. Immagine tratta dal sito *Adventure Rocks – Volume Holds*, disponibile su: <https://adventurerocks.in/volume>, consultato il 22 aprile 2025.
- **Figura 18:** Presa di tipo *Crack (Fessura)*. Immagine tratta dal sito *Mesa Rim – Climbing Fundamentals*, disponibile su: <https://mesarim.com/miramesa/climbing-fundamentals/>, consultato il 22 aprile 2025.
- **Figura 19:** Presa di tipo *Sidepull*. Immagine tratta dal sito *99Boulders – Climbing Moves, Holds and Technique*, disponibile su: <https://www.99boulders.com/climbing-moves-holds-and-technique>, consultato il 22 aprile 2025.
- **Figura 20:** Presa di tipo *Undercling*. Immagine tratta dal sito *99Boulders – Climbing Moves, Holds and Technique*, disponibile su: <https://www.99boulders.com/climbing-moves-holds-and-technique>, consultato il 22 aprile 2025.
- **Figura 21:** Presa di tipo *Downpull*. Immagine tratta dal sito *Mesa Rim – Climbing Fundamentals*, disponibile su: <https://mesarim.com/miramesa/climbing-fundamentals/>, consultato il 22 aprile 2025.
- **Figura 22:** Presa di tipo *Gaston*. Immagine tratta dal sito *Mesa Rim – Climbing Fundamentals*, disponibile su: <https://mesarim.com/miramesa/climbing-fundamentals/>, consultato il 22 aprile 2025.

- **Figura 23:** Tecnica di *Edging*. Immagine tratta dal sito *Mesa Rim – Climbing Fundamentals*, disponibile su: <https://mesarim.com/miramesa/climbing-fundamentals/>, consultato il 22 aprile 2025.
- **Figura 24:** Tecnica di *Smearing (Spalmaggio)*. Composizione di due immagini tratte dal sito *Mesa Rim – Climbing Fundamentals*, disponibile su: <https://mesarim.com/miramesa/climbing-fundamentals/>, consultato il 22 aprile 2025.
- **Figura 25:** Tecnica di *Toehold*. Immagine tratta da *Pinterest*, disponibile su: <https://it.pinterest.com/pin/524458319106080463/>, consultato il 22 aprile 2025.
- **Figura 26:** Tecnica di *Heelhook*. Immagine tratta dal sito di *Adam Ondra – Heel Hooks: Your Third Hand in Climbing*, disponibile su: <https://www.adamondra.com/heel-hooks-your-third-hand-in-climbing/>, consultato il 22 aprile 2025.
- **Figura 27:** Tabella riadattata sulle *equivalenze tra i gradi di difficoltà nell'arrampicata* sportiva. Basata sul contenuto pubblicato sul sito *Guide Dolomiti*, disponibile su: <https://www.guidedolomiti.com/gradi-difficolta-arrampicata/>, consultato il 22 aprile 2025.
- **Figura 28:** Tabella riadattata sulle *equivalenze tra i gradi di difficoltà del bouldering* secondo le scale Hueco e Fontainebleau. Basata sul contenuto pubblicato sul sito *Guide Dolomiti*, disponibile su: <https://www.guidedolomiti.com/gradi-difficolta-arrampicata/>, consultato il 22 aprile 2025.
- **Figura 29:** Illustrazione della *muscolatura dell'avambraccio*. Immagine tratta dal sito *My Personal Trainer*, disponibile

su: <https://www.my-personaltrainer.it/salute-benessere/muscoli-avambraccio.html>, consultato il 22 aprile 2025.

- **Figura 30:** Illustrazione dei *muscoli interossei dorsali della mano*. Immagine tratta dal sito *Orthobullets*, disponibile su: <https://www.orthobullets.com/anatomy/10049/dorsal-interossei>, consultato il 22 aprile 2025.
- **Figura 31a:** Esempio pratico del movimento di *high stepping* in arrampicata. Immagine tratta dal sito *Lattice Training*, disponibile su: <https://latticeclimbing.com/blog/flexibility-for-climbers-improve-your-front-split/>, consultato il 2 maggio 2025.
- **Figura 31b:** Esempio pratico di una posizione di ampia apertura articolare (*bridging*) in arrampicata. Foto dell'autrice.
- **Figura 34:** Schema dei meccanismi fisiologici alla base della minore affaticabilità nelle donne rispetto agli uomini durante contrazioni isometriche intermittenti. (*Hunter, 2018*), disponibile su: <https://doi.org/10.1152/jappphysiol.00235.2006>.
- **Figura 32:** Rappresentazione schematica dei meccanismi fisiologici alla base dell'affaticamento muscolare, inclusi i processi centrali e periferici, tra cui l'attivazione del sistema nervoso centrale e il ciclo dei ponti trasversali (*Hunter, 2018*), disponibile su: <https://doi.org/10.1101/cshperspect.a029728>.
- **Figura 35** Distribuzione spaziale delle pendenze temporali di RMS e MDF normalizzate (rispetto al valore iniziale), calcolate in funzione della posizione dei centroidi dei segnali sulle griglie HD-EMG. Le mappe

mostrano la dispersione spaziale per le prese da 20 mm (in alto) e 30 mm (in basso).

- **Figura 36:** Schema del processo di decomposizione dell'HD-EMG multi-canale. La figura mostra la registrazione dei segnali tramite un sistema multi-elettrodo (8×8 elettrodi) e l'estrazione dei treni di spike delle unità motorie (MUs) attraverso metodi di decomposizione (*Marco et al., 2017*), disponibile su: <https://doi.org/10.1016/j.jelekin.2017.02.005>.
- **Figura 37:** Dispositivo MEACS utilizzato per l'acquisizione di segnali HD-EMG. Il sensore modulare e indossabile consente un'acquisizione accurata anche in contesti dinamici. A confronto, una moneta da 2 euro per scala dimensionale (*Cerone et al., 2017*), disponibile su: <https://doi.org/10.1016/j.jelekin.2017.02.005>.
- **Figura 38:** Schema che illustra l'emergenza dei modes e la stabilità delle variabili salienti. Un livello di controllo gerarchico definisce l'input in una rete neurale, generando l'attivazione simultanea di specifici gruppi muscolari (modes) (*Latash, 2021*), disponibile su: <https://doi.org/10.1152/jn.00542.2016>.
- **Figura 39:** Rappresentazione grafica dell'esercizio di sospensione isometrica e della presa in half crimp. Fonte: <https://webthesis.biblio.polito.it/29979/>.
- **Figura 40:** Schema temporale del protocollo sperimentale con indicazione delle fasi di riscaldamento e delle tre prove a profondità crescente. Fonte: <https://webthesis.biblio.polito.it/29979/>.

- **Figura 41:** Fotografie rappresentative della configurazione sperimentale con soggetti in sospensione isometrica su prese di diversa profondità. Fonte: <https://webthesis.biblio.polito.it/29979/>.
- **Figura 42:** Rappresentazione della disposizione spaziale degli elettrodi in matrice 8x8 lungo gli assi prossimale-distale e radiale-ulnare. Fonte: <https://webthesis.biblio.polito.it/29979/>.
- **Figura 43:** Illustrazione delle quattro misure di circonferenza dell'avambraccio usate per la normalizzazione spaziale dei dati. Fonte: <https://webthesis.biblio.polito.it/29979/>.
- **Figura 44:** Posizionamento anatomico della matrice di elettrodi in relazione ai principali punti di riferimento dell'avambraccio. Fonte: <https://webthesis.biblio.polito.it/29979/>.
- **Figura 45:** Esempio di configurazione sperimentale. A sinistra: posizionamento delle sonde MEACS sull'avambraccio con evidenza della matrice di elettrodi e dei moduli di acquisizione. A destra: soggetto durante la sospensione isometrica con evidenza del sistema di sincronizzazione e del registratore video. Fonte: <https://webthesis.biblio.polito.it/29979/>.
- **Figura 46** – Visualizzazione dei MUAPs (in alto) e delle corrispondenti mappe RMS (in basso), con evidenziazione dei canali segmentati (magenta) e del baricentro (verde) per ciascuna unità motoria identificata. L'immagine rappresenta il risultato della decomposizione preliminare e del processo di selezione delle MU fisiologicamente affidabili prima dell'editing finale su DEMUSE. I MUAPs sono stati ottenuti mediante *Spike-Triggered Averaging*.

- **Figura 47:** Esempio di unità motoria con PNR elevato, potenziali d'azione chiari e ben localizzati su più canali, e pattern di scarica regolare. Considerata fisiologicamente attendibile.
- **Figura 48:** Unità motoria con PNR moderato, MUAP riconoscibili e pattern di scarica accettabile. Inclusa nell'analisi dopo ispezione visiva.
- **Figura 49:** Esempio di MU esclusa. PNR basso, forma d'onda incoerente o indistinta su più canali, e forte presenza di rumore.
- **Figura 50:** Unità motoria con MUAP fisiologico ma pattern di firing rate molto disperso (nuvola di punti). Conservata nell'analisi per coerenza morfologica del MUAP.
- **Figura 51:** Visualizzazione della stabilità temporale della morfologia del MUAP. Sono rappresentati i MUAP mediati in tre segmenti temporali distinti della contrazione (1–33%, 33–66%, 66–99%), evidenziati con colori differenti. I canali segmentati in base al valore RMS sono indicati in verde. L'immagine è stata generata in MATLAB a partire dai template estratti tramite spike-triggered averaging.
- **Figura 52:** Firing-rate lisciati di cinque unità motorie (MU) ottenuti mediante convoluzione dei treni di scarica con finestra di Hann (1 s, zero-delay). Esempio relativo al soggetto 02 durante la prova presa 30.
- **Figura 53:** Distribuzioni del *Failure Time* per uomini e donne in relazione alla larghezza della presa (20 mm e 30 mm). Le linee nere indicano la media, quelle verdi la mediana.
- **Figura 54:** Distribuzione della *MDF Slope Mean* per sesso e larghezza presa.
- **Figura 55:** Distribuzione della *RMS Slope Mean* per sesso e larghezza presa.

- **Figura 56:** Relazione tra *MDF Slope* e *Failure Time* – presa da 20 mm.
- **Figura 57:** Relazione tra *MDF Slope* e *Failure Time* – presa da 30 mm.
- **Figura 58:** Distribuzione della frequenza di scarica media (*Mean FR*) per sesso e spessore della presa.
- **Figura 59:** Distribuzione del coefficiente di variazione dell'intervallo interspike (*CoV-ISI*) per sesso e spessore della presa.
- **Figura 60:** Distribuzione della percentuale di intermittenza per sesso e spessore della presa.
- **Figura 61:** Pattern temporali delle prime due modalità principali (*detrend*) – presa 20 mm.
- **Figura 62:** Varianza spiegata dai primi componenti principali (*PCA detrend*) – presa 20 mm.
- **Figura 63:** Pattern temporali delle prime due modalità principali (*detrend*) – presa 30 mm.
- **Figura 64:** Varianza spiegata dai primi componenti principali (*PCA detrend*) – presa 30 mm.
- **Figura 65:** Andamento temporale delle prime due modalità (*Mode 1* e *Mode 2*) ottenute tramite *PCA* senza *detrend* – presa da 20 mm.
- **Figura 66:** Varianza spiegata (*Explained Variance*) dalle prime componenti principali – presa da 20 mm.
- **Figura 67:** Andamento temporale delle prime due modalità (*Mode 1* e *Mode 2*) ottenute tramite *PCA* senza *detrend* – presa da 30 mm.

- **Figura 68:** Varianza spiegata (*Explained Variance*) dalle prime componenti principali – presa da 30 mm.