

POLITECNICO DI TORINO

Laurea Magistrale in Ingegneria Biomedica



Tesi di Laurea Magistrale

Analisi delle prestazioni muscolari negli scalatori: resistenza e fatica mioelettrica valutate tramite HD-sEMG in atleti di livello intermedio e avanzato

Relatori

Prof. Taian Martins Vieira

Prof. Beatriz Bachero Mena

Candidato

Martina Bruno

ANNO ACCADEMICO 22/23

INDICE

1	Sommario.....	1
2	Abstract.....	2
3	Introduzione.....	4
3.1	Razionale dello studio.....	4
3.2	Stato dell'arte: scalata.....	8
3.2.1	Caratteristiche della scalata sportiva.....	8
3.2.2	Prestazioni: forza delle dita.....	10
3.2.3	Fatica muscolare.....	13
3.2.4	Elettromiografia.....	16
3.2.5	Stima dei descrittori EMG per studiare il processo di fatica.....	18
3.3	Obiettivo dello studio.....	24
3.3.1	Obiettivo principale.....	24
3.3.2	Primo obiettivo.....	24
3.3.3	Secondo obiettivo.....	25
4	Metodi.....	26
4.1	Soggetti.....	26
4.2	Criteri di arruolamento.....	26
4.3	Protocollo sperimentale.....	27
4.4	Sistemi di registrazione utilizzati.....	32
4.4.1	MEACS.....	32
4.4.2	SyncU.....	33
4.4.3	Registratore video.....	33
4.5	Analisi dei dati e descrizione delle variabili.....	34
4.5.2	Primo obiettivo.....	37
4.5.3	Secondo obiettivo.....	38
4.6	Analisi statistica.....	41
5	Risultati.....	43
5.1	Misure antropometriche.....	43
5.2	Descrittori di fatica.....	44
5.2.1	Slope mean.....	44
5.2.2	Number of channels.....	47

5.2.3	Barycenter coordinates	48
5.2.4	Distance between barycenter coordinates of RMS – MDF slope centroid	51
5.2.5	Suspension time.....	52
5.3	Analisi di correlazione tra il tempo e i descrittori della fatica considerando tutto il gruppo.....	54
6	Discussione	56
7	Conclusioni	62
8	Riferimenti	63

ELENCO FIGURE

Figura 1: Tipologie di arrampicata sportiva	9
Figura 2: Tipologia di prese	12
Figura 3: Differenza tra fatica metabolica e fatica meccanica (De Luca, 1984).....	14
Figura 4: Siti di affaticamento nel sistema neuromuscolare	15
Figura 5: Segnale elettromiografico di superficie	16
Figura 6: Variazione del segnale EMG durante una contrazione sostenuta (Cifrek et al., 2009)	20
Figura 7: (A) Esercizio in sospensione. (B) Presa in half crimp al campus board.....	28
Figura 8: (A) Soggetto livello avanzato in sospensione isometrica sulla presa con profondità 30mm. (B) Soggetto di livello intermedio in sospensione isometrica sulla presa da 20mm. ..	29
Figura 9: Posizionamento matrice di elettrodi nello spazio	30
Figura 10: quattro misure di circonferenza dell'avambraccio, misurate sul polso e a $\frac{1}{4}$, $\frac{1}{2}$ e $\frac{3}{4}$ della lunghezza dell'avambraccio (lf).	30
Figura 11: Posizionamento matrice di elettrodi.	31
Figura 12: Set-up sperimentale	33
Figura 13: Esempio di segnale sEMG prelevato da un canale della matrice di elettrodi. Sono rappresentati gli istanti di attivazione del trigger, inizio e fine della sospensione isometrica usati per analizzare il segnale. La porzione di segnale evidenziata è quella analizzata.....	34
Figura 14: Dati monopolari grezzi EMG. Vista estesa degli EMG monopolari prelevati da una Colonna di elettrodi all'inizio e alla fine dell'esercizio di resistenza.	36
Figura 15: Visualizzazione dell'evoluzione della fatica muscolare durante l'attività. I pannelli mostrano le mappe di RMS e MDF iniziali, centrali e finali (pannello A), un fatigue plot dei canali 10 e 55 nella matrice per RMS e MDF normalizzati (pannello B). Infine, le mappe 2D basate sui valori di pendenza degli indicatori di ampiezza e spettrali di EMG, in cui si evidenziano le posizioni dei baricentri nello spazio sono mostrate nel pannello C.	40
Figura 16: La figura rappresenta le differenze tra le medie dei gruppi avanzati e intermedi nelle variabili fisiche analizzate. *: differenze significative ($p < 0.05$) intergruppo.....	43
Figura 17: La figura rappresenta le differenze tra le medie dei gruppi avanzati e intermedi nei descrittori di fatica RMS - MDF slope mean. #: differenze significative intergruppo ($p <$ 0.05). *: differenze significative intragruppo ($p < 0.016$) rispetto alla presa 15mm.	45
Figura 18: La figura rappresenta un'analisi delle differenze significative tra gruppi (p -value $<$ 0.05) e tra le prese (p -value < 0.016) nel numero di canali maggiormente attivi per descrittori di fatica, riferiti relativamente a RMS/MDF slope. #: sig. intergruppo per RMS.....	47

Figura 19: La figura mostra la posizione media dei baricentri di MDF slope – RMS slope nello spazio coperto dalla matrice di elettrodi, per le tre profondità di presa. *: sig. intergruppo	49
Figura 20: La figura rappresenta un'analisi delle differenze significative (p-value < 0.05) tra i soggetti avanzati e intermedi nelle distanze medie dei baricentri dei descrittori di fatica (RMS e MDF slope).....	51
Figura 21: Distribuzione delle distanze del baricentro, considerando l'intero gruppo per ogni profondità di presa.....	52
Figura 22: La figura rappresenta un'analisi intergruppo delle differenze significative (p-value < 0.05) tra i soggetti avanzati e intermedi nel tempo di sospensione sulle tre differenti prese, # : sig. intergruppo tra tutte le prese. E una analisi intragruppo (p-value < 0.016), tra le differenti profondità di presa. *: sig. intragruppo rispetto alla presa di profondità 15mm, †: sig. intragruppo rispetto alla presa di 20mm.	53
Figura 23 La figura rappresenta un'analisi delle differenze significative (p-value < 0.05) tra il tempo di sospensione e i descrittori di fatica RMS slope mean – MDF slope mean. L'analisi è ripetuta per tutte e tre le profondità di presa.	54
Figura 24: Esempio della distanza tra RMS e MDF per uno degli scalatori evidenziando la distanza tra i baricentri.	61

1 Sommario

L'arrampicata è una disciplina che richiede una notevole forza nei muscoli flessori delle dita, poichè devono supportare carichi significativi in proporzione alle loro dimensioni. La letteratura scientifica ha rivelato una differenza significativa nella forza massima volontaria delle dita tra scalatori d'élite e non scalatori. Il presente studio si pone come obiettivo quello di testare l'ipotesi che l'adattamento neuromuscolare dovuto alla pratica dell'arrampicata possa indurre una manifestazione mioelettrica di fatica localizzata nei muscoli flessori delle dita. Il focus principale è quello di discernere le differenze tra scalatori avanzati e intermedi e le profondità di presa. Sono stati testati 43 scalatori che hanno partecipato allo studio, svolgendo esercizi di sospensione sul pan güllich con presa in half-crimp, su diverse profondità di tacca (15 mm, 20mm, 30mm). Sono stati registrati i segnali elettromiografici superficiali monopolari (sEMG) mediante una griglia a 64 elettrodi, che copre la regione dell'avambraccio in cui risiedono i muscoli dei flessori delle dita. Per valutare l'attività muscolare in un contesto spaziale, sono state generate mappe 2D basate sui valori di pendenza degli indicatori di ampiezza e spettrali di EMG. Per tenere conto delle differenze anatomiche interindividuali, è stato eseguito un confronto intergruppo dopo aver normalizzato i dati in base alle dimensioni dell'avambraccio di ciascun partecipante. I descrittori della fatica mioelettrica, come la pendenza media, il numero di canali, le coordinate del baricentro e la distanza tra il baricentro dei descrittori di ampiezza e spettrale, sono stati analizzati attraverso un test statistico non parametrico a campioni indipendenti, utilizzando il livello di competenza e la profondità di presa come indicatori per il test. Successivamente, è stata valutata la correlazione tra i descrittori di ampiezza e spettrale con il tempo di sospensione, mediante una analisi di correlazione bivariata. Questo studio chiarisce l'interazione tra le profondità di presa, adattamenti neuromuscolari e prestazioni di arrampicata, rivelando una resistenza superiore e un maggiore controllo neuromuscolare tra gli scalatori di livello avanzato, sottolineando il ruolo fondamentale della profondità di presa nelle prestazioni dell'arrampicata. Gli scalatori avanzati dimostrano una maggiore resistenza alla fatica, evidenziata da una minore pendenza in modulo per entrambi i descrittori di EMG (RMS e MDF slope mean), influente solo per il descrittore spettrale. Inoltre, si osserva una tendenza ad aumentare (diminuire) del modulo della pendenza di RMS (MDF) al diminuire dello spessore della presa. Gli scalatori avanzati mostrano una migliore capacità di mantenere la sospensione per un tempo significativamente più lungo, quasi doppio rispetto agli atleti intermedi. Infine, è emersa una significativa differenza tra i baricentri dei descrittori studiati, che suggerisce una notevole divergenza nelle caratteristiche di ampiezza e spettrali dei segnali sEMG.

2 Abstract

Rock climbing is a physically demanding discipline that places significant strain on the flexor muscles of the fingers due to the need to support substantial loads relative to their size. The scientific literature highlights a noticeable contrast in maximum voluntary finger strength between elite climbers and non-climbers. The current study investigates the hypothesis that neuromuscular adaptations resulting from climbing practice may induce localized myoelectrical fatigue in the finger flexor muscles. The primary focus is discerning differences between advanced and intermediate climbers and the hold depth. We tested 43 climbers who participated in the study, engaging in suspension exercises on pan g ullich using a half-crimp grip with different hold depths (15mm, 20mm, 30mm). We record monopolar surface electromyography (sEMG) signals using a grid with 64 electrodes, covering the forearm region housing the finger flexor muscles. To assess muscle activity in a spatial context, we generate 2D maps based on the slope values of EMG amplitude and spectral descriptors. To account for anatomical, inter-individual differences, simple intergroup comparisons were conducted after normalizing data based on the forearm dimensions of each individual. Descriptors of myoelectrical fatigue, encompassing mean slope, the number of channels, centroid coordinates, and the distance between centroids of amplitude and spectral descriptors, were subjected to a non-parametric inferential statistic, using climbing expertise level and hold depths as predictors. Subsequently, a non-parametric correlation analysis examined the relationships between amplitude and spectral descriptors and suspension time. This study elucidates the nuanced interplay between hold depth, neuromuscular adaptations, and climbing performance, revealing superior endurance and enhanced neuromuscular control among advanced climbers while underscoring the essential role of hold depth in climbing performance. Advanced climbers exhibited substantially greater endurance to fatigue, as evidenced by the lower module slope in both the EMG descriptors (RMS and MDF slope mean), but only the spectral descriptor is influential. In addition, there is a trend for the RMS (MDF) slope to increase (decrease in module) as the hold depth decreases. Advanced climbers show an enhanced ability to sustain suspension, nearly double that of their intermediate counterparts. Lastly, a significant disparity is observed in the centroids of the descriptors studied, suggesting pronounced divergence in amplitude and spectral characteristics of sEMG signals.

3 Introduzione

3.1 Razionale dello studio

La disciplina dell'arrampicata mette in evidenza la forza dei muscoli flessori delle dita, poiché devono sostenere carichi considerevoli in rapporto alle loro dimensioni. L'affaticamento che limita le prestazioni in arrampicata è principalmente localizzato nei flessori delle dita (Michailov et al., 2018). Indipendentemente che venga praticata su roccia, in ambienti esterni, o su pareti artificiali in palestra, l'arrampicata è caratterizzata da periodi in cui gli atleti devono sostenere il proprio peso corporeo, o gran parte di esso, con i muscoli flessori delle dita. L'esercizio di sospensione, in cui il carico equivale al peso corporeo complessivo del soggetto, è oggetto di analisi del presente studio. Una maggiore percentuale di peso corporeo sostenuto dalle braccia ha come conseguenza un maggiore affaticamento e perdita di aderenza delle dita (Watts et al, 2008). Più frequenti sono i periodi ad alta richiesta di forza lungo un percorso di arrampicata, più è probabile che il flusso sanguigno ai muscoli delle dita possa interrompersi (Macleod et al., 2007). Questo problema si aggrava quando le prese sono piccole, offrendo meno spazio per la presa, e quando i periodi di riposo sono brevi (Macleod et al., 2007; Philippe et al., 2012). La fatica, derivante dal sovraccarico eccessivo dei flessori delle dita, è stata suggerita come principale determinante delle cadute o delle interruzioni nelle vie di arrampicata (Watts et al., 2000).

La letteratura scientifica ha rilevato una differenza significativa nella forza massima volontaria delle dita tra scalatori d'élite e i non scalatori. La fatica muscolare si verifica quando le fibre muscolari hanno una ridotta capacità di generare forza nonostante l'eccitazione dei motoneuroni. È interessante notare che gli scalatori d'élite possono sostenere la forza predeterminata per un periodo doppio rispetto ai non scalatori in contrazioni intermittenti (Vigouroux & Quaine, 2006).

Attraverso l'analisi dei segnali elettromiografici di superficie (SEMG) registrati dai muscoli flessori delle dita durante gli esercizi definiti nel protocollo, sarà possibile valutare le manifestazioni mioelettriche di fatica dei muscoli target. Tali analisi devono essere condotte prima del punto di fallimento meccanico, che rappresenta il momento in cui i muscoli non sono più in grado di generare una forza sufficiente per mantenere l'attività a causa della forza muscolare ridotta. Nel contesto dell'affaticamento mioelettrico, dopo il punto di fallimento, la

frequenza media nei segnali EMG diminuisce sia negli scalatori d'élite che negli altri atleti. Queste diminuzioni indicano una progressione della fatica correlata all'accumulo di sottoprodotti biochimici interstiziali (Vigouroux & Quaine, 2006). Tuttavia, gli scalatori esperti mostrano un accumulo inferiore rispetto ai non scalatori, poiché analizzando la frequenza mediana essa decresce 2.5 volte più lentamente rispetto ai non scalatori. Questa differenza è spiegata da ricerche che indicano capacità vascolari periferiche superiori e migliori capacità vasodilatatorie negli scalatori esperti (Ferguson & Brown, 1997; Usaj, 2002). Queste capacità migliorano il flusso sanguigno tra le contrazioni muscolari e facilitano la rimozione dei sottoprodotti biochimici, suggerendo l'accumulo più lento di metaboliti (Brody et al., 1991) nel gruppo degli atleti avanzati. Il potenziale di EMG di superficie per sondare la probabilità che un muscolo scheletrico possa essere affaticato nel corso di un compito motorio (De Luca, 1984) è stato sfruttato nel campo dell'arrampicata sportiva per valutare l'effetto di diverse prese (Quaine & Vigouroux, 2004), tipi di contrazione (Boccia et al., 2015), e carichi esterni (Watts et al., 2005). Sulla base dello studio di Vigouroux et al (2006), campioniamo gli EMG di superficie da più posizioni dell'avambraccio, definiti EMG di superficie ad alta densità (Vieira & Botter, 2021) per studiare le strategie neuromuscolari eventualmente spiegando le diverse capacità di resistenza tra scalatori più e meno allenati.

Risultati simili sono stati descritti per i non scalatori (Pitcher & Miles, 1997), i quali hanno dimostrato che solo le fibre muscolari ossidative a contrazione lenta (Tipo I) rimangono attive dopo il punto di fallimento.

Per mitigare l'effetto della fatica mioelettrica il sistema nervoso centrale (SNC) impiega strategie che coinvolgono il reclutamento selettivo delle unità motorie e l'adeguata gestione dell'attività metabolica. Una strategia studiata è quella dell'affaticamento muscolare localizzato, che prevede il reclutamento mirato delle unità motorie le cui fibre si raggruppano in specifiche regioni muscolari. A tal fine, studi precedenti hanno dimostrato l'utilità di una matrice di elettrodi per valutare l'attività muscolare e ottenere una comprensione più approfondita del segnale elettromiografico nel volume muscolare. Questo approccio multicanale consente l'accesso a variabili fisiologicamente rilevanti per lo studio delle manifestazioni mioelettriche di fatica regionali. In particolare, si considera la rotazione delle unità motorie, caratterizzata dall'attivazione sequenziale delle unità motorie in specifiche regioni muscolari (Gallina et al., 2011; Soedirdjo et al., 2017).

Il progetto di ricerca, oggetto alla valutazione, ha richiesto la partecipazione di 30-40 atleti sani, maggiorenni, non appartenenti ad alcuna categoria fragile. Le attività sperimentali verranno condotte presso la palestra B-Side di Torino. Ai partecipanti verrà richiesto di effettuare degli esercizi in sospensione su travi di legno, usando diverse profondità di presa. Durante tali esercizi verranno acquisiti segnali EMG di superficie dai muscoli flessori delle dita, su avambraccio, e registrazione video sincronizzata

Si propone di investigare se l'adattamento neuromuscolare risultante dalla pratica dell'arrampicata possa generare una manifestazione mioelettrica di fatica localizzata nei muscoli flessori delle dita. Questo particolare interesse è motivato dalla dimostrata predominanza dell'attività muscolare da parte dei muscoli flessori delle dita durante l'arrampicata (Deyhle et al., 2015; Koukoubis et al., 1995). L'obiettivo principale è dunque comprendere se l'allenamento specifico per l'arrampicata influenzi l'attività neuromuscolare e la percezione di fatica in quest'area.

Il contesto sportivo dell'arrampicata richiede resistenza specifica e una notevole forza rispetto al peso corporeo per ottenere prestazioni ottimali (España-Romero et al., 2009; Grant et al., 1996; Michailov et al., 2009; Michailov M.L., 2014). L'incapacità di generare e sostenere la forza delle dita necessaria per mantenere il contatto con la presa è la ragione principale di un fallimento in uno dei movimenti dell'arrampicata (Watts et al., 2000).

La fatica è definita da Stuart ed Enoka (1992) come una compromissione acuta delle prestazioni che include sia un aumento dello sforzo percepito necessario per esercitare una forza desiderata sia l'eventuale incapacità di produrre questa forza. L'affaticamento muscolare specifico dell'avambraccio è fondamentale nell'arrampicata su roccia perché può diminuire l'intensità della forza applicata sulla presa. La fatica può essere rilevata prima di qualsiasi modifica della forza meccanica monitorando i cambiamenti nell'EMG dei muscoli contratti. Studi su questo campo hanno mostrato che la frequenza media dell'EMG diminuisce due volte più velocemente per i non scalatori rispetto agli scalatori professionisti; questi ultimi hanno mostrato un adattamento fisiologico e biochimico dovuto all'attività e l'allenamento specifico dell'arrampicata (Vigouroux & Quaine, 2006a).

Pitcher & Miles (1997) hanno mostrato che, quando i non scalatori prolungavano l'esercizio dopo il punto di rottura, l'intensità della forza diminuiva costantemente fino a raggiungere un

plateau di circa il 50% della massima forza volontaria di contrazione (MVC) (Vigouroux & Quaine, 2006a). In questo studio è stato dimostrato che i muscoli dell'avambraccio mostrano una maggiore diminuzione della frequenza mediana nei non scalatori rispetto a quelli di élite prima del punto di rottura, stabilito per ogni soggetto come il momento in cui la forza iniziale (cioè, $80 \pm 10\%$ MVC) non può più essere mantenuta, suggerendo un tasso maggiore di affaticamento. La perdita di forza indotta dalla fatica è limitata e posticipata per gli avanzati, che mantengono una percentuale più elevata di intensità di forza rispetto al gruppo di confronto. Questo fenomeno mostra come gli scalatori d'élite abbiano migliori capacità muscolari dell'avambraccio, riuscendo ad applicare un'elevata intensità di forza alla presa nonostante il processo di affaticamento.

Integrando l'analisi con l'EMG di superficie ad alta densità prelevato sui muscoli dell'avambraccio, si è inteso valutare la potenziale eterogeneità nella distribuzione spaziale dell'ampiezza del segnale EMG di superficie durante compiti funzionali diversi (Gallina et al., 2011b; Watanabe et al., 2012). Questi studi hanno evidenziato che i singoli muscoli possono attivare regioni specifiche in modo differenziato, indicando delle strategie di adattamento neuromuscolare in risposte alle richieste motorie.

Se l'ipotesi di affaticamento muscolare localizzato sarà verificata si intenderà esplorare se vengano attuate le strategie di rotazione delle unità motorie, intra- inter- muscolo (Gallina et al., 2011), impiegate per ritardare l'insorgenza della fatica meccanica durante l'esercizio fisico. Questo aspetto è particolarmente rilevante per comprendere meglio il processo di adattamento neuromuscolare nel contesto specifico dell'arrampicata.

Sulla base di tali evidenze, è plausibile ipotizzare che durante l'arrampicata specifiche regioni dei muscoli flessori delle dita possano essere attivate in modo selettivo in base alle esigenze motorie. Questa constatazione potrebbe avere significative implicazioni per la comprensione del controllo motorio centrale. La registrazione del segnale EMG in queste specifiche regioni muscolari consente una analisi più accurata dei contributi muscolari e dell'eventuale adattamento neuromuscolare durante l'esecuzione degli esercizi di sospensione proposti.

3.2 Stato dell'arte: scalata

3.2.1 Caratteristiche della scalata sportiva

L'arrampicata, sia come attività agonistica che no, ha recentemente guadagnato popolarità. Questa disciplina consiste nello scalare superfici verticali, come pareti rocciose, pareti artificiali per l'arrampicata indoor o pareti di ghiaccio, utilizzando una combinazione di forza fisica, abilità tecniche e concentrazione mentale. L'arrampicata comprende varie discipline sportive, tra cui il bouldering, scalata su brevi percorsi senza corda, l'arrampicata sportiva con protezioni fisse, tradizionale con protezioni mobili, in falesia (su pareti naturali con ancoraggi permanenti) e su pareti di ghiaccio (Künzell et al., 2021). L'arrampicata sportiva ha radici nell'alpinismo, si sviluppa a partire dal XIX secolo nel nord dell'Inghilterra e in Italia, evolvendosi successivamente nell'arrampicata libera, in cui la corda e i moschettoni sono utilizzati solo come mezzo di sicurezza, mentre l'obiettivo è quello di scalare le pareti utilizzando solo mani e piedi per aggrapparsi alle prese. Questa tecnica è chiamata "concatenamento", e consiste nel completare le vie senza cadere o rimanere sospesi alla corda per recuperare energie durante la scalata. Esistono tre modalità di concatenamento:

1. "a vista": salire una via al primo tentativo, basandosi solo sulle informazioni visive del percorso.
2. "flash": salire una via al primo tentativo, ottenendo informazioni sul percorso da una fonte esterna.
3. "con prove": salire una via dopo aver provato il percorso tutte le volte necessarie prima del concatenamento.

Le vie di arrampicata rappresentano i percorsi specifici lungo i quali si svolge un'arrampicata è chiamato via d'arrampicata. Di solito, una via si sviluppa lungo una parete che può variare dalle 8-15 metri fino a 50 metri.

Lo sport dell'arrampicata richiede uno sviluppo completo della forma fisica e delle competenze tecniche, inoltre è necessaria una preparazione mentale e decisionale durante l'attività, per garantire un buon concatenamento. Gli scalatori devono sviluppare abilità specifiche come la forza di presa, la forza delle dita e degli arti superiori. Il livello di difficoltà è determinato da diversi fattori, tra cui le dimensioni, la forma e l'orientamento delle prese o dei supporti forniti dalla roccia, la distanza tra le prese, l'angolo che la parete forma rispetto

alla verticale; la complessità dei movimenti da compiere per risalire o la distribuzione delle prese sulla parete può essere considerata come una combinazione dei fattori precedenti.



Figura 1: Tipologie di arrampicata sportiva

Nell'arrampicata, il livello è definito dal massimo grado di difficoltà che si riesce a concatenare. Il grado di difficoltà delle vie d'arrampicata viene stabilito in base a scale di valutazione soggettive, normalmente rappresentate da numeri o una combinazione di lettere e numeri. Il grado sportivo dell'atleta è definito in base alla difficoltà della via di arrampicata che riesce a scalare. Gli scalatori possono essere divisi in differenti gruppi in base al livello di esperienza, abilità tecniche, livello di prestazioni e risultati nello sport. Seguendo lo standard IRCRA (International Rock Climbing Research Association), valutiamo il livello prendendo come riferimento la scala Francese, più utilizzata in Europa (Draper et al., 2015). In esso, ogni grado è rappresentato da un numero e da una lettera, o da entrambi più un segno (+) (Tabella I).

5+	6a	6a+	6b	6b+	6c	7a	7a+	7b	7b+	7c	7c+	8a	8a+	8b	8b+	8c	8c+	9a	9a+	9b	9b+
----	----	-----	----	-----	----	----	-----	----	-----	----	-----	----	-----	----	-----	----	-----	----	-----	----	-----

Nel presente lavoro sono stati identificati due gruppi di scalatori con livello intermedio (da 5+ fino a 6c+) e con livello avanzato (da 7a fino a 8a), valutando il livello di ogni soggetto sulle capacità in falesia con modalità di concatenamento a vista.

3.2.2 Prestazioni: forza delle dita

Con l'avvento dell'arrampicata competitiva, gli scalatori hanno sviluppato una maggiore attenzione nel miglioramento delle prestazioni. In questa modalità di scalata, nata negli anni '80, il vincitore è colui che riesce a scalare la via proposta entro il tempo limite. Negli anni '90, sono emersi i primi studi scientifici per comprendere i fattori chiave dell'arrampicata, con l'obiettivo di individuare i fattori di prestazione nell'arrampicata sportiva e di delineare le caratteristiche antropométriche dello scalatore sportivo d'élite. Gli scalatori d'élite tendono ad avere un basso peso corporeo, una bassa statura, una bassa percentuale di massa grassa e un'ampia apertura delle braccia rispetto alla popolazione generale (España-Romero et al., 2009).

Alcuni autori suggeriscono che la forza massimale e la forza delle dita per mantenere la presa siano cruciali per le prestazioni nell'arrampicata. L'arrampicata richiede non solo alti livelli di forza, ma anche di resistenza, poiché gli atleti devono essere capaci di recuperare tra le contrazioni isometriche intermittenti ad alta intensità tipiche di questo sport.

Nello sport dell'arrampicata, il carico sostenuto dagli atleti è rappresentato dall'effetto dell'accelerazione di gravità sul corpo dell'atleta stesso. La "caduta" o l'interruzione della scalata avviene quando l'atleta non è più in grado di mantenere la presa o raggiungere la successiva a causa di errori tecnici, tattici o per la fatica (Guidi, 1994; Watts & Jensen, 2003). Studi come quello condotto da Deyhle et al., 2015b indicano che i muscoli flessori delle dita forniscono il maggiore contributo muscolare per questa attività. Questo implica che la forza e la resistenza dei muscoli flessori sono cruciali per sostenere il movimento durante la scalata, sottolineando il fatto che l'intensità dell'arrampicata è determinata in larga misura dalla profondità delle prese e dal tipo di presa usata dallo scalatore.

In questo sport, la fatica è causata da una progressiva perdita di forza nei muscoli flessori delle dita, responsabili del mantenimento della presa e del rilascio intermittente delle prese per eseguire il concatenamento. Questo tipo di attività intermittente comporta una occlusione parziale o totale del flusso sanguigno nei muscoli, differente a seconda del grado di contrazione volontaria massima che il soggetto applica (Macleod et al., 2007). I muscoli flessori delle dita sono gruppi muscolari molto piccoli rispetto al carico che devono sostenere, che a volte rappresenta quasi l'intero peso corporeo. L'alta percentuale di forza massima

applicata dall'arrampicatore in ogni contrazione durante i tratti intensi, dove di solito ci sono appigli minori per le mani o per i piedi (Amca et al., 2012) con un angolo di cedimento maggiore che comporta una percentuale più alta di peso corporeo sostenuto dalle mani, insieme alle brevi fasi di riposo tra le contrazioni intense (Macleod et al., 2007; Philippe et al., 2012) causano un affaticamento che alla fine porta alla perdita di aderenza.

Nel contesto dell'arrampicata, la forza delle dita gioca un ruolo cruciale poiché gli scalatori si affidano fortemente alla loro forza per afferrare e mantenere vari tipi di prese sulla parete o sulla roccia. La forza delle dita è in genere valutata attraverso test come il test di forza dell'impugnatura, in cui agli individui viene chiesto di eseguire una contrazione volontaria massima usando le dita. I test descritti forniscono una misura della forza massima che può essere esercitata dalle dita. Nel documento di ricerca di Laffaye et al., (2016), la forza delle dita è stata valutata come uno dei fattori determinanti della capacità di arrampicata e che la forza applicata nell'impugnatura della presa è predittiva della capacità di arrampicata rispetto. Gli scalatori con maggiore forza di presa delle dita tendono ad avere migliori prestazioni di arrampicata e hanno maggiori probabilità di raggiungere il livello élite.

Sviluppare la forza nei muscoli delle dita richiede allenamenti specifici. Gli scalatori spesso si dedicano ad esercizi mirati per migliorare la forza delle dita, come l'allenamento su hangboarding, campus board o pan gullich. In questi esercizi gli atleti si sospendono su varie tipologie di prese, aumentando progressivamente il carico per costruire forza e resistenza nelle dita.

Gli scalatori devono sviluppare la forza delle dita in diverse posizioni di presa, ognuna delle quali richiede una tecnica specifica:

- **Pinch:** consiste in una prensione della presa tra il pollice in adduzione e le altre dita in abduzione sul lato opposto della presa. È usata per prese con una superficie ampia.
- **Full hand:** intera mano con le dita e il palmo che mantengono la presa.
- **Full crimp:** le falangi distali si flettono a circa 90 gradi attorno alla presa. È utilizzata per prese di dimensioni ridotte.
- **Half crimp:** tramite flessione di 90° dell'articolazione interfalangea prossimale, mantenendo le articolazioni interfalangee distali iper-estese.
- **Finger stretched:** è presente una estensione parziale delle falangi e una flessione delle articolazioni metacarpo falangee. Il palmo della mano a contatto con la presa. Il pollice si oppone alle dita per fornire un supporto addizionale.

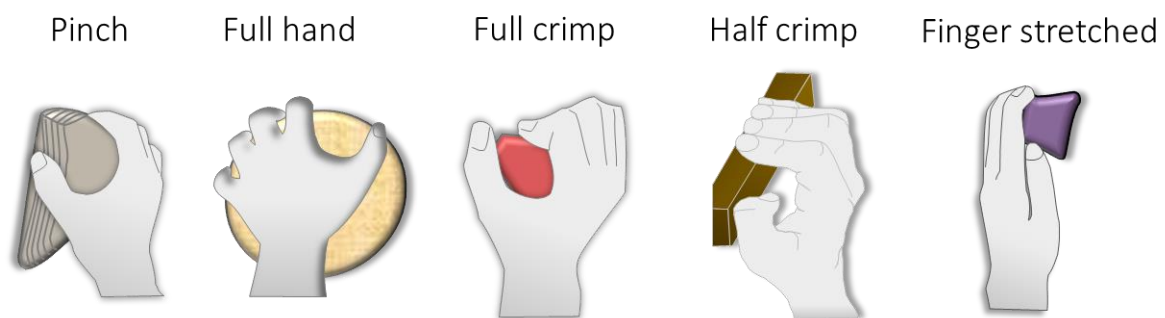


Figura 2: Tipologia di prese

La presa in half crimp è stata scelta per il presente studio, essa offre una buona forza di presa, elevata stabilità e precisione. Questi elementi sono essenziali per mantenere la presa durante la scalata e raggiungere le prese successive in modo sicuro, per questi motivi è la più utilizzata negli allenamenti. (López-Rivera et al., 2022).

3.2.3 Fatica muscolare

La fatica muscolare durante l'arrampicata è influenzata da diversi fattori come l'accumulo di lattato, che è un sottoprodotto del metabolismo anaerobico, e dalla riduzione delle riserve di glicogeno muscolare. Affrontare la fatica nell'arrampicata richiede un approccio integrato. Gli scalatori sviluppano tecniche di respirazione e strategie di recupero attivo per gestire la fatica muscolare durante la scalata. La preparazione mentale e fisica è altresì importante a limitare il processo di affaticamento. L'allenamento mirato e la concentrazione mentale possono aiutare gli atleti a gestire la fatica.

Il concetto di affaticamento, quando applicato al monitoraggio o alla misurazione del deterioramento delle prestazioni dell'operatore umano, è stato ambiguo e spesso erroneamente applicato. Nell'uomo, l'argomento dell'affaticamento è complesso a causa dei vari fenomeni fisiologici e psicologici che vi contribuiscono e lo dimostrano. In generale, la maggior parte dei metodi utilizzati per misurare l'affaticamento sono soggettivi, in quanto si basano sulla cooperazione dell'individuo che esegue un compito prescritto e sulla disposizione dell'osservatore nel valutare il compito eseguito. È comune pensare al momento in cui un individuo è affaticato quando un particolare compito non può essere eseguito o uno sforzo non può essere più mantenuto. Come per le travi d'acciaio che sostengono la struttura principale di un ponte, si sviluppa una frattura visibile solo poco prima che la trave ceda e il ponte collassi. Nel frattempo, tuttavia, la struttura cristallina della trave d'acciaio stava subendo una modifica causata da processi chimici e fisici. Per monitorare la progressione di questa modifica, sono necessari campioni di dati provenienti dall'interno della trave o modifiche osservabili esternamente correlate all'alterazione interna (De Luca, 1984).

L'affaticamento muscolare nel corpo umano, analogamente, sarebbe il compito di mantenere costante una contrazione muscolare più a lungo possibile. Durante questo compito, i muscoli coinvolti si affaticano, non in modo visibile, ma in un certo istante nel tempo si verificherà il punto di rottura, ossia quando la forza desiderata non riesce più ad essere mantenuta e l'affaticamento contrattile diventa osservabile, come le travi d'acciaio che cedono.

L'accesso a dati biochimici e fisiologici all'interno del muscolo o del sistema nervoso ha rivelato infatti dei cambiamenti dipendenti dal tempo indicativi di un processo di

affaticamento. Questi avvengono anche se le prestazioni meccaniche osservabili esternamente non si alterano fino al punto di rottura, che definiamo fallimento meccanico.

In Figura 3 è mostrato l'output di forza di un muscolo durante un tentativo di mantenere costante una contrazione volontaria massimale del 50% (MVC) e la frequenza mediana dello spettro di densità di potenza del segnale mioelettrico, spiegato in seguito, ottenuti analizzando lo stesso muscolo. Inoltre, sarà spiegato in seguito che la frequenza mediana, così come altre frequenze caratteristiche dello spettro di densità di potenza, forniscono una rappresentazione adeguata degli eventi biochimici all'interno del muscolo. Nota che anche quando l'output di forza rimane relativamente costante, la frequenza mediana diminuisce continuamente a partire dall'inizio della contrazione.

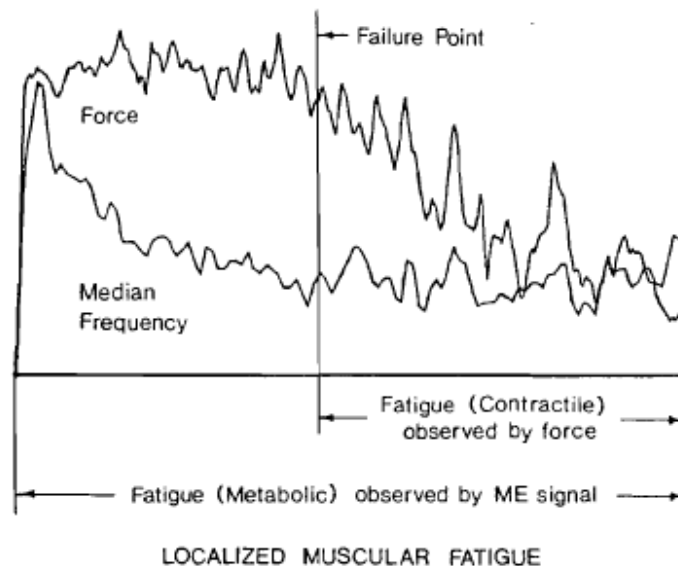


Figura 3: Differenza tra fatica metabolica e fatica meccanica (De Luca, 1984)

Questa nozione di un processo di affaticamento e punto di rottura descrive bene gli eventi fisiologici, biochimici e meccanici di affaticamento nel corpo umano.

In sintesi, la stanchezza fisiologica può essere indotta da contrazioni muscolari prolungate ed è associata a reazioni esterne come l'incapacità di mantenere una forza desiderata, dolore localizzato nella porzione di muscoli sollecitati o tremore. Gli effetti di questo fenomeno sono infatti localizzati nel muscolo, o nel gruppo di muscoli sinergici, che eseguono la contrazione

richiesta per svolgere il compito. Questa categoria di stanchezza è stata definita stanchezza muscolare localizzata da (Chaffin, 1973) Vari studi ritengono che, anche questa categoria di stanchezza potrebbe avere la sua origine in modo periferico (nel tessuto muscolare o nella giunzione neuromuscolare) o in modo centrale (nel cervello e nel midollo spinale) (Merton, 1954) (figura 4)

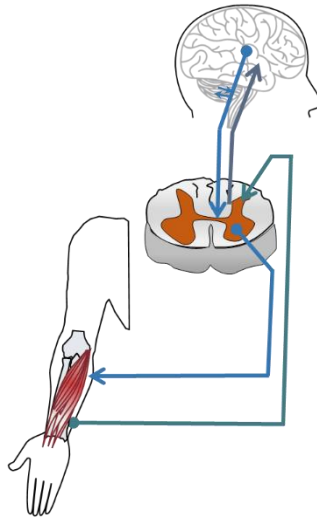


Figura 4: Siti di affaticamento nel sistema neuromuscolare

Per approfondire i fattori che contribuiscono alla stanchezza muscolare e spiegarne i meccanismi, può essere d'aiuto l'analisi del segnale di elettromiografia di superficie.

3.2.4 Elettromiografia

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

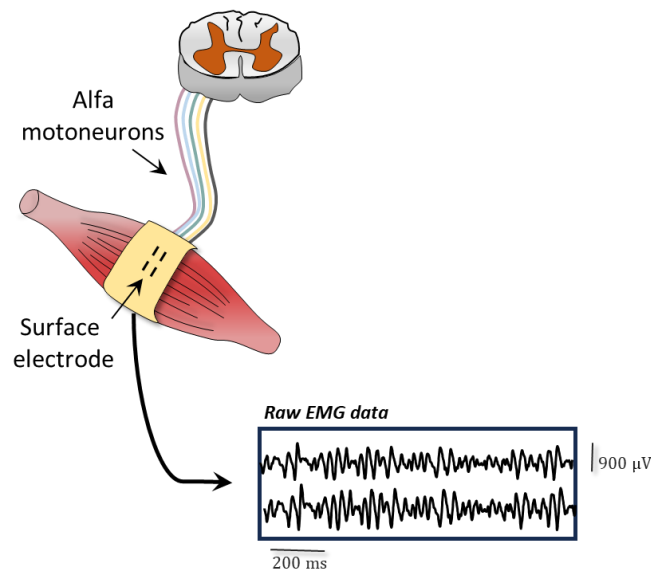


Figura 5: Segnale elettromiografico di superficie

Le fibre muscolari possono essere categorizzate in Tipo I (lente) e Tipo II (veloci), ciascuna con proprietà fisiologiche distinte che influenzano la loro resistenza alla fatica, la generazione di forza e la velocità di conduzione nervosa. La contrazione muscolare volontaria comporta una modulazione della forza attraverso il reclutamento e la codifica della frequenza. Il principio di reclutamento spiegato da Henneman inizia con le fibre a contrazione lenta attivate a basse richieste di forza e le fibre a contrazione rapida reclutate man mano che aumentano le richieste di forza. Il livello di forza è ulteriormente modulato dalla frequenza di attivazione dell'unità motoria.

L'elettromiografia di superficie (sEMG) è uno strumento che misura l'attività elettrica dei muscoli. L'elettromiografia (EMG) viene utilizzata per catturare il segnale mioelettrico. Può essere invasiva, utilizzando elettrodi intramuscolari, o non invasiva, utilizzando elettrodi superficiali. Per studiare l'affaticamento muscolare è sufficiente analizzare il segnale elettromiografico di superficie. Il segnale sEMG può variare da μV a 1 - 2 mV durante una contrazione volontaria, la banda del segnale varia da 1-10 Hz fino a 500 - 1000Hz.

Per analizzare il segnale sEMG, bisogna tenere conto di alcuni aspetti tecnici come il tipo di elettrodi, l'interfaccia elettrodo pelle e i filtri usati per il segnale. Di primaria importanza è l'attenzione allo strato corneo del soggetto su cui vengono applicati gli elettrodi. Lo strato più esterno dell'epidermide contribuisce ad aumentare l'impedenza tra l'elettrodo, posto sulla superficie, e la cute stessa. Per ridurre l'impedenza viene interposto uno strato di gel, esso migliora la conducibilità all'interfaccia permettendo di ottenere segnali elettrici migliori. Nonostante ciò, è consigliabile preparare adeguatamente la pelle, riducendo lo strato corneo attraverso uno scrub, tramite pasta abrasiva conduttiva, e la rimozione di altre sostanze presenti sulla pelle o cellule morte che potrebbero aumentare il valore dell'impedenza. Anche il tessuto interposto tra il muscolo e cute è interpretabile come un filtro passa basso, soprattutto il tessuto lipidico che cambia la distanza la sorgente del segnale ed elettrodo.

Un posizionamento corretto degli elettrodi si può ottenere seguendo linee guida o usando come riferimento i punti di repere anatomici e lo studio della fisiologia muscolare. Gli elettrodi mediano la distribuzione del potenziale presente al di sotto della loro superficie, avendo un effetto filtrante: minore è la superficie dell'elettrodo, minore sarà l'effetto di mediazione del segnale.

Il segnale sEMG è affetto da rumore, proveniente da diverse sorgenti come artefatti da movimento, crosstalk dei segnali mioelettrici dai muscoli vicini, dell'apparecchiatura elettronica stessa e il segnale di modo comune dovuti all'interferenza di rete (Merletti & Cerone, 2020). In quanto in questo studio viene utilizzato un sistema di acquisizione wireless, i principali artefatti da movimento presenti in questo studio possono essere dovuti ai movimenti relativi tra elettrodi e pelle, aventi una frequenza compresa tra 1 e 10Hz, che viene rimossa con un filtro passa alto. Il rumore dovuto all'apparecchiatura elettronica che include rumore dell'amplificatore e del convertitore A/D. Il segnale elettronico di modo comune è un'altra sorgente possibile, esso è il segnale elettronico presente ad entrambi gli ingressi

dell'amplificatore per biopotenziali. Il principale ostacolo è dato dall'interferenza della rete elettrica, segnale sinusoidale a frequenza di 50 Hz in Europa, 60Hz negli Stati Uniti, di ampiezza tale da interferire con il segnale di interesse, creando distorsione. Questa fonte di rumore viene rimossa nel presente studio applicando un filtro adatto centrato nella frequenza da rigettare.

3.2.5 Stima dei descrittori EMG per studiare il processo di fatica

Il modo più immediato per determinare l'inizio della stanchezza muscolare è misurare il tempo durante il quale un individuo è in grado di eseguire un certo esercizio, come mantenere un livello definito di contrazione statica (isometrica). Questo è noto come "manifestazione meccanica della stanchezza muscolare" e può essere definito come un fallimento nel mantenere il compito richiesto.

I risultati ottenuti in questo modo dipendono anche da fattori psicologici come la motivazione, associata alle condizioni dell'esercizio (Enoka, 1995). Un altro metodo per misurare l'affaticamento è tramite la concentrazione di lattato, che fornisce una misura globale dell'organismo, non specifica del muscolo. Il monitoraggio della fatica muscolare locale durante l'esecuzione di determinato esercizio è possibile misurando l'attività mioelettrica di particolari muscoli mediante lo studio del segnale sEMG, spiegato nel paragrafo precedente. I cambiamenti biochimici e fisiologici nei muscoli durante contrazioni affaticanti sono riflessi anche nelle proprietà dei segnali mioelettrici registrati sulla superficie della pelle sopra i muscoli interessati (De Luca, 1984). Questo metodo offre numerosi vantaggi come la non invasività della procedura, la specificità dell'applicazione al muscolo o al gruppo di muscoli, la correlazione con i cambiamenti biochimici e fisiologici durante la fatica, il monitoraggio in tempo reale durante lo svolgimento del compito e l'applicabilità in situ (Cifrek et al., 2009).

Il segnale sEMG può essere caratterizzandolo in ampiezza e in frequenza. In termini di endurance, la fatica muscolare durante la scalata può comportare cambiamenti nel segnale sEMG, indicando una diminuzione di forza muscolare. Durante le contrazioni prolungate e sostenute, le componenti in frequenza del segnale sEMG si spostano verso valori di frequenza più bassi, allo stesso tempo si nota un aumento in ampiezza del segnale. Questi fenomeni sono correlati poiché le componenti a bassa frequenza del segnale aumentano, trasmettendo più energia attraverso l'effetto di filtraggio passa basso dei tessuti corporei. La spiegazione di

tale aumento di ampiezza e spostamento in frequenza del segnale sEMG durante una contrazione isometrica costante e sostenuta è stata attribuita a tre fattori fondamentali:

1. reclutamento delle unità motorie
2. sincronizzazione delle unità motorie
3. cambiamenti nella velocità di conduzione delle fibre muscolari.

Si osserva comunemente che lo spostamento spettrale è più drammatico all'inizio di una contrazione sostenuta, mentre l'ampiezza del segnale SEMG mostra un aumento più pronunciato alla fine di una contrazione sostenuta. Questo comportamento apparentemente divergente delle due misurazioni suggerirebbe origini separate se non fosse per il fatto che i tassi di scarica delle unità motorie diminuiscono, specialmente all'inizio della contrazione. Questa diminuzione dei tassi di scarica riduce l'ampiezza del segnale ME, compensando così l'aumento causato dallo spostamento in frequenza. È importante evidenziare che l'intensità di questi fenomeni correlati dipende da vari fattori, come il livello di forza della contrazione, il tempo durante la contrazione, il tipo di elettrodo utilizzato per ottenere il segnale EMG, lo spessore del tessuto sottocutaneo e il muscolo specifico oggetto di indagine.

Una conseguenza della contrazione muscolare è l'aumento della concentrazione di acido lattico (prodotto metabolico). Oltre al tipo e alla dimensione delle fibre muscolari dominanti, la concentrazione netta di lattato dipende dal livello della forza muscolare richiesta e dal tipo di contrazione, questa può essere statica o dinamica. Il flusso sanguigno che determina il tasso di rimozione metabolica è, durante una contrazione sostenuta di circa il 20% della massima contrazione volontaria (MVC) e oltre, di solito limitato. Durante le contrazioni dinamiche, il flusso sanguigno aumenta a causa dell'effetto di pompaggio del muscolo contrattile. Sopra un certo livello di contrazione, il flusso sanguigno è interrotto dalla pressione intramuscolare e il muscolo diventa ischemico. Le manifestazioni mioelettriche della stanchezza muscolare sono influenzate da questo evento.

L'aumento della concentrazione di lattato è responsabile della stanchezza attraverso cambiamenti nel pH intracellulare. Di conseguenza, la velocità di conduzione delle fibre muscolari (CV) diminuisce, cambiando direttamente la forma del potenziale d'azione dell'unità motoria (MUAP) e, infine, le proprietà del sEMG come segnale di interferenza di tutti i MUAP generati (il cosiddetto "schema di interferenza" secondo De Luca, 1985). Brody et al. (1991) mostrano (in vitro) che la diminuzione del pH determina la diminuzione della CV

delle fibre muscolari e, di conseguenza, la diminuzione della frequenza mediana (MDF). Dunque, il calo della velocità di conduzione delle fibre muscolari è una delle cause dello spostamento dello spettro di potenza del segnale verso frequenze più basse e anche dell'aumento dell'ampiezza del segnale sEMG a causa di un effetto di filtro passa-basso spaziale del tessuto come conduttore di volume (De Luca, 1984).

Il segnale sEMG del muscolo retto femorale è stato studiato da (Viitasalo & Komi, 1977) (figura 6) in contrazioni statiche. Mostra un grafico di fatica (fatigue plot) che rappresenta l'andamento temporale delle variabili del segnale EMG durante la contrazione; è mostrato il segnale EMG in quattro finestre temporali (EMG Signal), e la relativa densità spettrale di potenza (EMG PSD). Sono stati riportati dei cambiamenti nel segnale rappresentativi dell'affaticamento: aumento del valore assoluto medio del segnale, aumento dell'ampiezza e della durata di un potenziale d'azione medio dell'unità motoria, spostamento della frequenza nello spettro di potenza verso le frequenze più basse. Un aumento dell'ampiezza del potenziale d'azione medio dell'unità motoria misurato sulla superficie della pelle sopra il muscolo è risultato contrario ai risultati delle misurazioni intramuscolari che mostrano una diminuzione dell'ampiezza dovuta alla stanchezza.

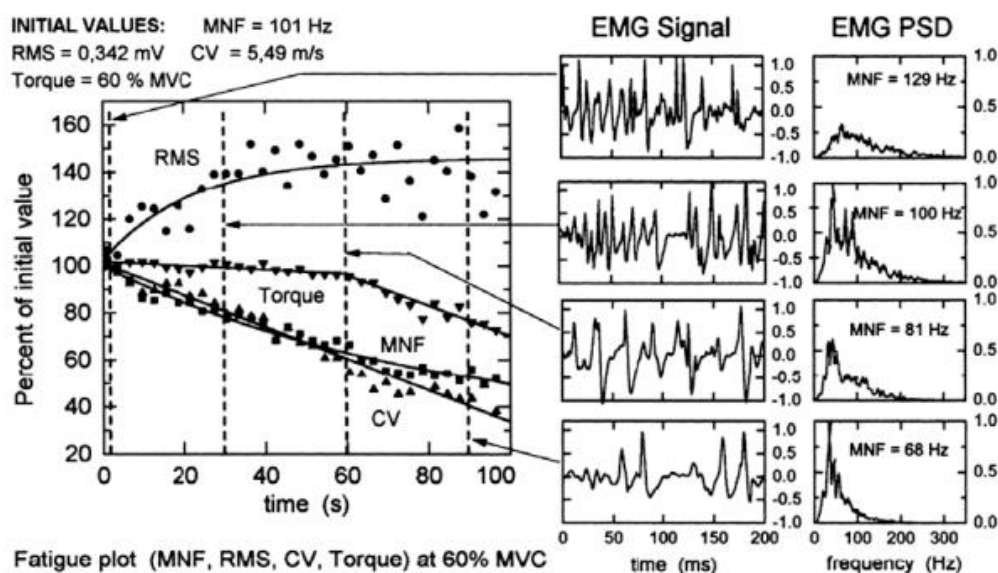


Figura 6: Variazione del segnale EMG durante una contrazione sostenuta (Cifrek et al., 2009)

La menzionata contraddizione è stata spiegata da (De Luca, 1979). Ha sviluppato un modello matematico del segnale mioelettrico, basato sulla conoscenza dei meccanismi di contrazione. I risultati della misurazione simultanea dei segnali mioelettrici all'interno dei muscoli e sulla superficie hanno mostrato che la fatica aumenta l'ampiezza del descrittore RMS del segnale mioelettrico di superficie, mentre contemporaneamente diminuisce l'ampiezza RMS del segnale misurato all'interno del muscolo (Stulen & De Luca, 1978). Ciò è stato spiegato come risultato dello spostamento della frequenza dello spettro di potenza verso frequenze più basse. Si osserva che i cambiamenti dello spettro di potenza sono spesso maggiori di quelli prevedibili dai cambiamenti della CV, suggerendo che le manifestazioni mioelettriche della fatica muscolare non possono essere attribuite solo ai decrementi della CV, e altri fattori devono essere considerati (Merletti et al., 1990)

Oltre alla diminuzione della velocità di conduzione delle fibre, si ipotizzano altri due fenomeni come causa dei cambiamenti osservati nel segnale:

1. Persistente attività delle unità motorie lente, mentre quelle veloci si affaticano rapidamente e si spengono
2. Sincronizzazione temporale nell'attività di particolari unità motorie.

I metodi di elaborazione del segnale adatti a valutare le manifestazioni mioelettriche di fatica sono dunque riferiti a stime di ampiezza e frequenza del segnale.

Si considera il segnale diviso in epoche per le quali è possibile definirlo stazionario almeno in senso lato (WSS); questa definizione è valida nel caso di contrazioni isometriche a forza costante, per intervalli sufficientemente brevi da escludere variazioni dovute al processo di fatica all'interno dell'intervallo.

La modulazione dell'ampiezza dovuta allo sforzo muscolare può essere stimata, con i sistemi digitali, attraverso il valore rettificato medio (ARV) e il valore quadratico medio (RMS), valutati in una finestra selezionata in modo ottimale, tale da identificare il segnale in quella finestra come stazionario almeno in senso lato (WSS).

Il valore rettificato medio (ARV) è definito come:

$$ARV = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N |EMGi|$$

Il valore quadratico medio (RMS) è definito come:

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

$EMGi$ = i-esimo campione di EMG

N = numero di campioni in una epoca

Nel dominio della frequenza, è necessario considerare che il segnale sEMG sia un processo stocastico a media nulla di tipo WSS. Per stimare la distribuzione alle varie frequenze dell'energia del segnale con il calcolo della densità spettrale di potenza. Durante le contrazioni di fatica, la densità spettrale di potenza (PSD) di un segnale sEMG analizzato si sposta verso frequenze più basse. La trasformazione, in una versione semplificata, può essere descritta come una compressione dello spettro. In tal caso, un parametro sarebbe sufficiente per rappresentare la compressione. Tra le scelte possibili, i parametri più comuni sono la frequenza media (MNF) e la frequenza mediana (MDF), come indicato nell'introduzione.

La frequenza media (MNF) è definita come:

$$MNF = \frac{\int_0^{\frac{f_s}{2}} f * PSD(f) df}{\int_{MDF}^{\frac{f_s}{2}} PSD(f) df}$$

La frequenza mediana (MDF) è definita come:

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

F_{med} = frequenza mediana

F_s = frequenza di campionamento

$PSD(f)$ = densità spettrale di potenza.

Applicazione dei descrittori EMG nell'arrampicata

Studi recenti hanno analizzato la manifestazione mioelettrica di fatica su scalatori tramite l'uso dei descrittori EMG, in contesti differenti. Nello studio di Boccia et al. (2015) sono stati confrontati due esercizi differenti: contrazione isometrica in posizione sospesa con flessione dei gomiti a 90° e una sequenza di trazioni dinamiche, entrambe fino ad esaurimento volontario. I muscoli analizzati erano muscolo grande rotondo e brachioradiale. L'analisi dei risultati ha mostrato che, durante l'affaticamento è presente un aumento nei valori di ARV e una diminuzione nei valori di MNF, come riportato nei task di fatica (Merletti et al., 1990). L'aumento della fatica mioelettrica è stato correlato ad un tempo di fallimento due volte inferiore nell'esercizio dinamico. L'aumento rapido dei livelli di lattato durante l'esercizio di questo tipo è stato definito il responsabile della diminuzione del PH muscolare, associata alla marcata riduzione della velocità di conduzione con la fatica (Brody et al., 1991).

Lo studio suggerisce che l'EMG può fornire informazioni dettagliate sulla fatica e che i climbers sviluppano specifiche capacità muscolari per affrontare sospensioni così prolungate nel tempo.

3.3 Obiettivo dello studio

Lo studio intende valutare la manifestazione mioelettrica di fatica nei muscoli flessori delle dita in scalatori, distinguendo tra avanzati e meno avanzati, utilizzando una matrice di elettrodi di superficie.

A seguito di evidenze in letteratura che mostrano una maggiore resistenza all'affaticamento mioelettrico in scalatori avanzati, osservata attraverso un singolo punto di prelievo sulla cute, il presente studio si propone di approfondire questa conoscenza esaminando due possibili meccanismi sottostanti questo fenomeno. Ciò sarà conseguito studiando una porzione più ampia dei muscoli di interesse attraverso l'utilizzo di tecniche avanzate di registrazione dell'attività elettrica muscolare, tramite HD-sEMG (High Density Surface Electromyography).

3.3.1 Obiettivo principale

L'obiettivo principale dello studio proposto consiste nel testare le ipotesi che l'adattamento neuromuscolare derivante dalla pratica dell'arrampicata possa indurre una manifestazione mioelettrica di fatica localizzata nei muscoli flessori delle dita. Se questa ipotesi fosse verificata, confrontando scalatori più e meno avanzati, ci aspetteremmo di osservare variazioni temporali più localizzate dei descrittori spettrali e di ampiezza del segnale EMG sulla superficie dell'avambraccio negli scalatori più avanzati. Una distribuzione localizzata delle variazioni di tali descrittori suggerisce la possibilità di ricorrere alla nota strategia di rotazione di unità motorie, intra- e inter-muscolo (Gallina et al., 2011; Soedirdjo et al., 2017); questa strategia è attuata per prolungare la durata del compito.

3.3.2 Primo obiettivo

Il primo obiettivo è la computazione dei descrittori spettrali e di ampiezza del segnale elettromiografico di superficie ad alta densità (HD-sEMG), al fine di valutare la loro distribuzione spaziale e temporale. L'ipotesi è che l'analisi di tali descrittori possa indicare variazioni localizzate, potenzialmente indicative dell'attuazione della strategia di rotazione delle unità motorie. Per testare questa ipotesi vengono estratti i descrittori spettrali (MDF, median frequency) e di ampiezza (RMS, root mean square) dei segnali EMG di superficie, prelevati durante l'esecuzione di un esercizio specifico di allenamento di arrampicata come la

sospensione su travi di legno. La presenza di pattern localizzati potrebbe suggerire l'impiego della strategia di rotazione delle unità motorie, fornendo una prova dell'affaticamento localizzato e di un possibile adattamento neuromuscolare nel contesto dell'arrampicata. (Gallina et al., 2011)

3.3.3 Secondo obiettivo

Il secondo obiettivo è quello di valutare le variazioni della posizione degli elettrodi che fornissero segnali EMG di maggior variazione di ampiezza (RMS) e di frequenza (MDF) nel corso del compito. Si ipotizza che l'analisi della variazione spaziale di questi elettrodi possa fornire indicazioni sul comportamento neuromuscolare durante l'esecuzione degli esercizi. Per testare questa ipotesi si rileva la posizione della media pesata di questi elettrodi, anche detta centroide dei descrittori del segnale EMG di superficie. L'individuazione di pattern localizzati nella posizione del centroide potrebbe confermare l'uso della strategia di rotazione delle unità motorie intra- e inter- muscolo. (Gallina & Botter, 2013)

4 Metodi

4.1 Soggetti

Sono stati testati 43 soggetti sani (33 maschi e 10 femmine, con età: 28 ± 9 anni, altezza: 173 ± 9 cm, peso: 66 ± 11 kg) scalatori di diversi livelli. I dati di cinque soggetti sono stati scartati per le analisi successive. Il gruppo è stato diviso in due gruppi di livello di arrampicata, secondo il sistema di graduazione della scala francese: gruppo avanzati ($n = 21$, dal grado 7a fino al 9a) e gruppo intermedi ($n = 17$, dal grado 5+ fino al 6c+). Tutti i soggetti erano in salute al momento dell'esperimento e non hanno riportato patologie agli arti superiori. Ogni soggetto ha firmato un modulo di consenso informato prima dell'inizio dell'esperimento. Tutti i test sono stati approvati dal Comitato Etico locale del Politecnico di Torino (**98992/2023**), in modo conforme con la Dichiarazione di Helsinki (DoH).

4.2 Criteri di arruolamento

L'arruolamento è stato effettuato tramite canali social ed è rivolto agli sportivi della palestra "B-Side climbing Village", con grado di arrampicata nella scala francese di almeno 6a al momento dello studio e che avessero una regolarità nell'allenamento di arrampicata di almeno 1 mese.

Si è prestata attenzione ad arruolare circa lo stesso numero di soggetti per entrambi i gruppi di arrampicata (avanzati e meno avanzati), per avere un campione bilanciato che consenta la verifica di una eventuale variazione delle strategie muscolari attuate durante gli esercizi di affaticamento, associata al livello di esperienza. Inoltre, è stata richiesta la presenza di due gruppi con distribuzione di età quanto più simile possibile per evitare che i dati siano influenzati da questo parametro.

4.3 Protocollo sperimentale

Il protocollo è consistito nello svolgimento di esercizi di sospensione, descritti in seguito, eseguiti al campus board, una serie di travi di legno orizzontali attaccate ad una parete inclinata, usate abitualmente in arrampicata per potenziare la forza delle dita. Durante gli esercizi è registrato il segnale sEMG dai muscoli flessori delle dita dell'arto superiore dominante. Prima di iniziare l'esperimento, ad ogni partecipante è richiesto di effettuare un riscaldamento di 15min autonomo completo, che comprendeva mobilitazioni (flessioni ed estensioni) e rotazioni delle articolazioni coinvolte: collo, spalle, tronco, gomiti, polsi e dita; seguiti da un riscaldamento specifico per il test, con simulazione degli esercizi di sospensione in isometria con intensità di sforzo moderata e progressiva (López-Rivera et al., 2022). Una volta finito è stato effettuato il posizionamento degli elettrodi.

Successivamente è stata effettuata l'esecuzione di tre sospensioni statiche al campus board, con braccia tese e impugnatura sulle tacche (Figura 7A), utilizzando la presa semiarcuata (half-crimp), che garantisce maggiore stabilità. Questo tipo di presa è preferito per la sua sicurezza e ampio utilizzo su prese di dimensioni ridotte (López-Rivera et al., 2022). La scelta di questa presa è basata anche sulla loro predominanza ed utilizzo preponderante nelle vie di arrampicata di elevata difficoltà (Vigouroux & Quaine, 2006a). Questa tipologia di presa si ottiene tramite flessione di 90° dell'articolazione interfalangea prossimale, mantenendo le articolazioni interfalangee distali iper-estese: il pollice non deve essere coinvolto nell'impugnatura (Figura 7B).

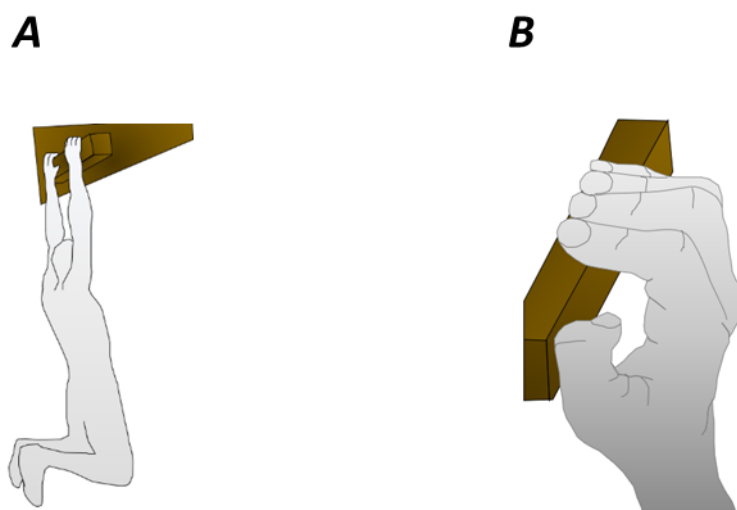
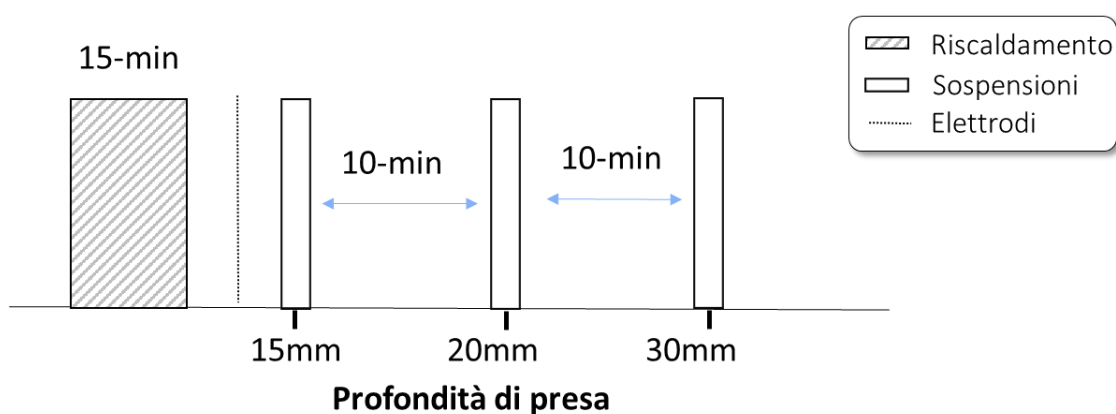


Figura 7: (A) Esercizio in sospensione. (B) Presa in half crimp al campus board

Durante il test, la sospensione deve essere mantenuta fino ad esaurimento, i soggetti sono stati istruiti a mantenere la posizione di presa isometrica (figura 8): qualora il soggetto non riuscisse a mantenere la posizione prestabilita, perdendo il contatto di una delle quattro dita con la presa, oppure flettendo le braccia, le spalle o i fianchi, la prova era considerata terminata e si era definito raggiunto l'esaurimento. Ci sono stati testate tre differenti profondità di presa nel seguente ordine: 1.5 cm, 2 cm, 3 cm, intervallate di 10 minuti, per assicurare un recupero ottimale. La scelta di non rendere casuale l'ordine delle prese testate è stata basata sulla possibilità di sopprimere ogni eventuale effetto derivante dall'affaticamento muscolare tra una prova e quella successiva: ci si è aspettato un aumento della durata di ogni singola prova con l'aumentare della profondità di presa.





(A)



(B)

Figura 8: (A) Soggetto livello avanzato in sospensione isometrica sulla presa con profondità 30mm. (B) Soggetto di livello intermedio in sospensione isometrica sulla presa da 20mm.

Durante tutti gli esercizi è stato registrato sia il tempo massimo di sospensione sulla presa, che l'attività elettrica dei muscoli flessori delle dita prelevati nel braccio dominante, tramite elettromiografia di superficie (HD-sEMG). La pelle è stata preliminarmente depilata e pulita con pasta abrasiva per minimizzare l'impedenza elettrodo-cute. Si sono posizionati 64 elettrodi circolari (1 mm diametro, disposti in quattro righe con 10 mm di distanza interelettrodica), con disposizione 8x8, per mappare in modo completo l'attività dei seguenti muscoli flessori superficiali: muscolo pronatore rotondo, muscolo flessore radiale del carpo, muscolo palmare lungo, muscolo flessore ulnare del carpo e muscolo flessore superficiale delle dita.

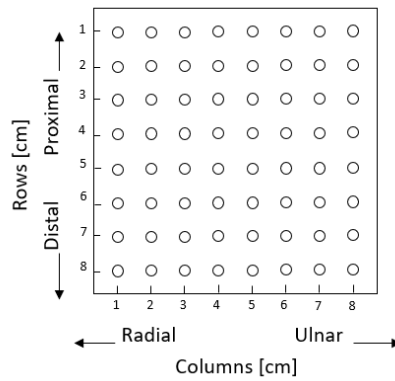


Figura 9: Posizionamento matrice di elettrodi nello spazio

Le due matrici di elettrodi sono collegate ognuna ad un sistema di acquisizione dati EMG miniaturizzato (MEACS, LISiN, Laboratorio di Ingegneria del Sistema Neuromuscolare e della Riabilitazione Motoria – Politecnico di Torino, Torino, Italia), usato per l’acquisizione di biopotenziali non invasiva. Il posizionamento delle matrici di elettrodi è stato identificato come descritto da van Beek et al. (2018), secondo i criteri di seguito riportati:

Il soggetto è seduto con la schiena dritta, il gomito flesso a 90° e la mano disposta con un angolo di pronazione di 45° rispetto alla posizione anatomica di riferimento. Si misurano la lunghezza dell’avambraccio (distanza tra epicondilo laterale dell’omero e processo stiloideo ulnare) e la sua circonferenza a 1/4, 1/2, 3/4 della lunghezza del braccio e la larghezza del polso, per normalizzare i valori nelle analisi successive (figura 10).

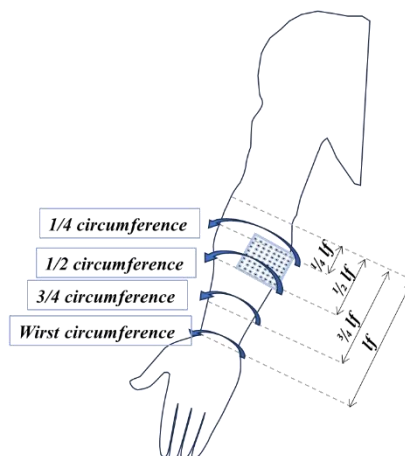


Figura 10: quattro misure di circonferenza dell’avambraccio, misurate sul polso e a 1/4, 1/2 e 3/4 della lunghezza dell’avambraccio (l).

Per posizionare le matrici di elettrodi si traccia una linea di riferimento dall'epicondilo mediale fino al centro del polso (metà tra processo stiloideo radiale e ulnare). La posizione dei muscoli viene valutata tramite palpazione durante la flessione delle articolazioni metacarpo-falangea e interfalangea di ogni dito. Gli elettrodi sono posizionati simmetricamente rispetto alla linea di riferimento descritta sopra (figura 11). Un elettrodo di riferimento è posizionato sull'epicondilo laterale.

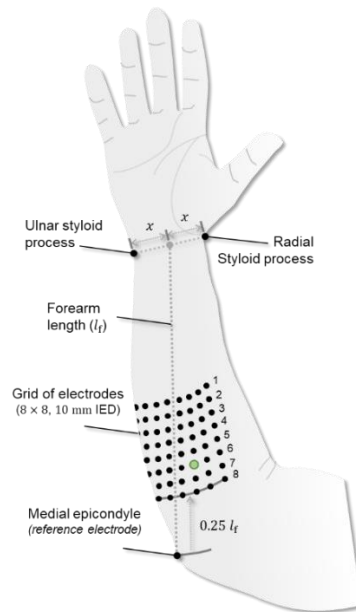


Figura 11: Posizionamento matrice di elettrodi.

La procedura di riscaldamento e montaggio della strumentazione richiedeva un tempo variabile di circa 20 minuti e la sessione di acquisizione durava tra i 30 e i 35 minuti. Il tempo richiesto al soggetto era quindi al più pari a 60 minuti.

4.4 Sistemi di registrazione utilizzati

I sistemi per l'acquisizione dei segnali necessari all'obiettivo dello studio sono: un sistema per il prelievo di dati EMG miniaturizzato (MEACS, LISiN, Politecnico di Torino, Torino, Italia), un sistema di sincronizzazione SyncU (LISiN, Politecnico di Torino, Torino, Italy), un generatore di impulsi e un sistema di registrazione video (telefono).

4.4.1 MEACS

Il MEACS (Miniaturized EMG ACquisition System) è un dispositivo sviluppato dal Laboratorio di Ingegneria del Sistema Neuromuscolare (LISiN), Politecnico di Torino, Torino, Italia (Cerone & Gazzoni, 2017), attualmente commercializzato da Rec Bioengineering Laboratories Srl. Il sistema, certificato in classe I, è fornito di un codice identificativo e consente l'acquisizione di segnale elettromiografico di superficie ad alta densità in modalità wireless. Ogni sonda MEACS (figura 12) esegue il condizionamento, il campionamento e la trasmissione di 32 canali sEMG monopolari.

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

Per il prelievo del segnale sEMG, ogni sonda MEACS va collegata tramite apposito connettore di input ad una griglia di elettrodi, applicata alla cute del soggetto tramite nastro biadesivo. Un connettore ausiliario (female jack) è usato per connettere il MEACS al dispositivo esterno di sincronizzazione (SyncU); quest'ultimo è successivamente collegato all'elettrodo di riferimento monouso, tramite contatto a bottone. Considerando il sistema di prelievo scelto per il campionamento degli EMG, due sonde MEACS saranno utilizzate per un totale di 64 segnali.

4.4.2 SyncU

Il SyncU è un modulo di sincronizzazione wireless progettato e prototipato dal LISiN, Politecnico di Torino, Torino, Italia. Questo sistema di sincronizzazione è composto da un modulo di trasmissione SyncU-Tx e un modulo ricevitore SyncU-Rx (figura 12), quest'ultimo collegato ad ogni MEACS usato. Energia di trasmissione prelevata da un caricatore a 5V. Può essere usato in modalità automatica o manuale, in questo studio è previsto l'uso della modalità manuale guidata da un generatore di impulsi, 1Hz con periodo 1s generato sia all'inizio che alla fine dell'esercizio. I moduli hanno dimensioni 28x24x12 mm e latenza di 400 us, inferiore al periodo di campionamento del segnale sEMG (Cerone et al., 2022).

4.4.3 Registratore video

Telefono di proprietà del gruppo di ricerca (figura 12). Samsung Galaxy S20 FE, registrazione video 4K a 60 fps (oppure HD (1080p) a 60 fps). Dal video non sarà possibile riconoscere il soggetto sotto test, in quanto le riprese saranno effettuate con vista dorsale, non riprendendo, dunque, il volto del soggetto. La registrazione video è necessaria per poter determinare l'inizio (quando il soggetto si appende) e fine (quando il soggetto lascia la presa o quando effettua movimenti di compensazione chiaramente visibili) del periodo valido di elaborazione dei dati.

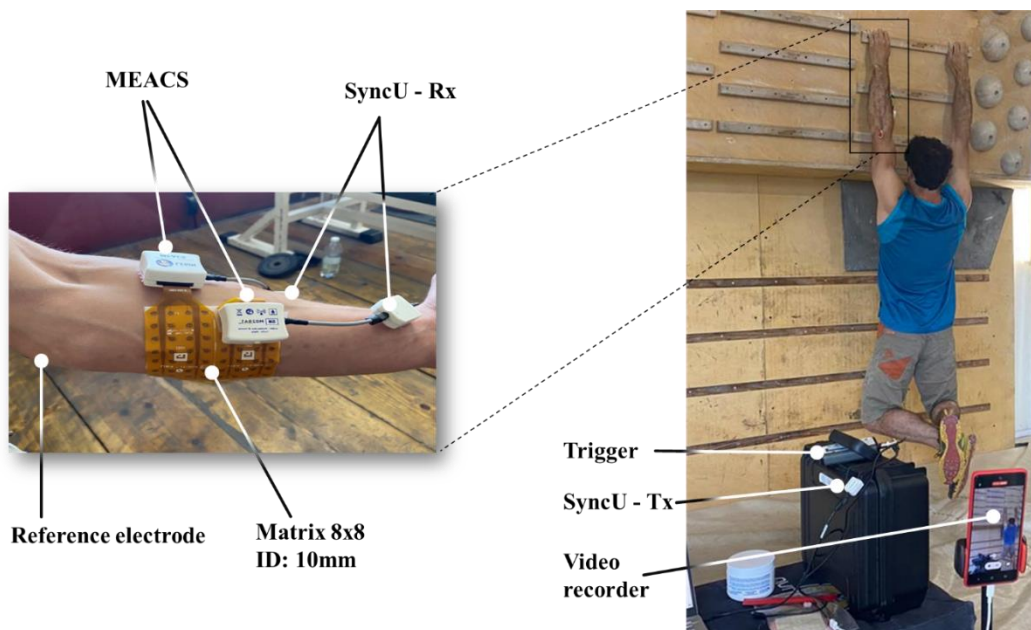


Figura 12: Set-up sperimentale

4.5 Analisi dei dati e descrizione delle variabili

Nell'analisi dei dati si valuta un soggetto alla volta; la fase di analisi inizia con un'ispezione visiva della qualità dei segnali sEMG monopolari per ogni registrazione del segnale: se uno dei canali della matrice presenta interferenze o artefatti sovrapposti al segnale, si procede a sostituire il canale suddetto con una interpolazione lineare dei canali vicini.

Per ogni esercizio svolto viene ritagliata la porzione di interesse del segnale, ovvero l'intervallo del segnale compreso tra l'istante iniziale di ogni esercizio e l'esaurimento, definiti grazie alla sincronizzazione con il video fatta tramite il sistema SyncU, come descritto sopra (figura 13). Definiamo esaurimento quando, visivamente, il soggetto non riesce più a mantenere una posizione definibile come isometrica, o stacca una delle dita dalla tacca a cui è sospeso.

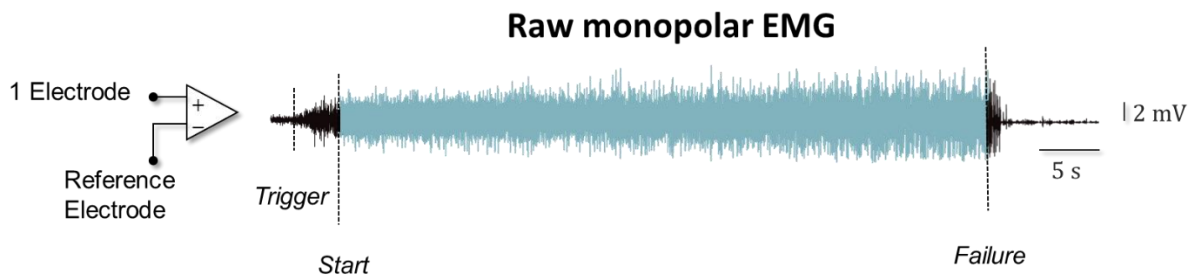


Figura 13: Esempio di segnale sEMG prelevato da un canale della matrice di elettrodi. Sono rappresentati gli istanti di attivazione del trigger, inizio e fine della sospensione isometrica usati per analizzare il segnale. La porzione di segnale evidenziata è quella analizzata.

I segnali sEMG per ogni soggetto ed ogni canale, nell'intervallo di interesse precedentemente definito, vengono filtrati digitalmente con un filtro Butterworth con latenza zero (zero-lag) di ordine opportuno (4°) nella banda di 20-400Hz.

L'ipotesi di manifestazione mioelettrica di fatica localizzata si riferisce alle evidenze secondo cui le variazioni dei descrittori elettromiografici sono sovente concentrate in sotto volumi del muscolo (Gallina et al., 2011; Marco et al., 2017). Queste ipotesi sono state confermate da studi che hanno utilizzato matrici di elettrodi per registrare l'attività EMG proveniente da

diverse regioni dello stesso muscolo e studiando le variazioni di ampiezza del segnale sEMG quando in contrazioni sostenute (Farina et al., 2008; Troiano et al., 2008). Il primo obiettivo del presente è quello di valutare se questa ipotesi è verificata per gli atleti sottoposti all'analisi e se sono presenti differenze nell'affaticamento muscolare tra scalatori con differente livello di esperienza. Per fare ciò saranno calcolati descrittori spettrali e di ampiezza degli EMG: frequenza mediana (MDF) e valore quadratico medio (RMS), per ogni segnale sEMG.

I segnali sono studiati su epoche di 1s. L'ampiezza dei segnali sEMG monopolari distribuiti sull'avambraccio è ottenuta calcolando il valore efficace (RMS) per ogni canale della matrice, per la durata dell'epoca selezionata. Il secondo descrittore misurato è la frequenza mediana (MDF) dello spettro di potenza, ottenuta per ogni EMG di superficie sulla durata di epoca selezionata calcolando la densità spettrale di potenza (PSD) del segnale con finestra di Hamming della lunghezza di un'epoca, senza overlapping di campioni e numero di punti pari alla frequenza di campionamento. La fatica mioelettrica è verificata quando è presente un aumento in RMS o un decremento in MDF, progressivi in entrambi i casi (Merletti et al., 1990).

Dall'esempio riportato in figura 14, si analizza il canale 6,6 della matrice per uno dei soggetti di livello intermedio. Visualizzando un secondo del segnale monopolare all'inizio e alla fine dell'esercizio di sospensione, si nota come: all'inizio dell'esercizio il segnale presenta delle oscillazioni rapide, mentre verso la fine dell'esercizio le oscillazioni appaiono più lente. Si procede con l'analisi dei segnali monopolari perché, per l'obiettivo di questo studio, la zona mappata dagli elettrodi presenta molti muscoli con differente architettura e orientamento delle fibre in pochi centimetri quadri, disposti su diverse profondità, superficiali ed intermedi. Questo implica che l'ampiezza dell'RMS calcolata sul segnale monopolare sarà più rappresentativa dell'attività muscolare sottostante la matrice di elettrodi.

Tutte le operazioni analisi dati vengono svolte sul software Matlab (Matlab R2021a, MathWorks, Natick, MA, United States).

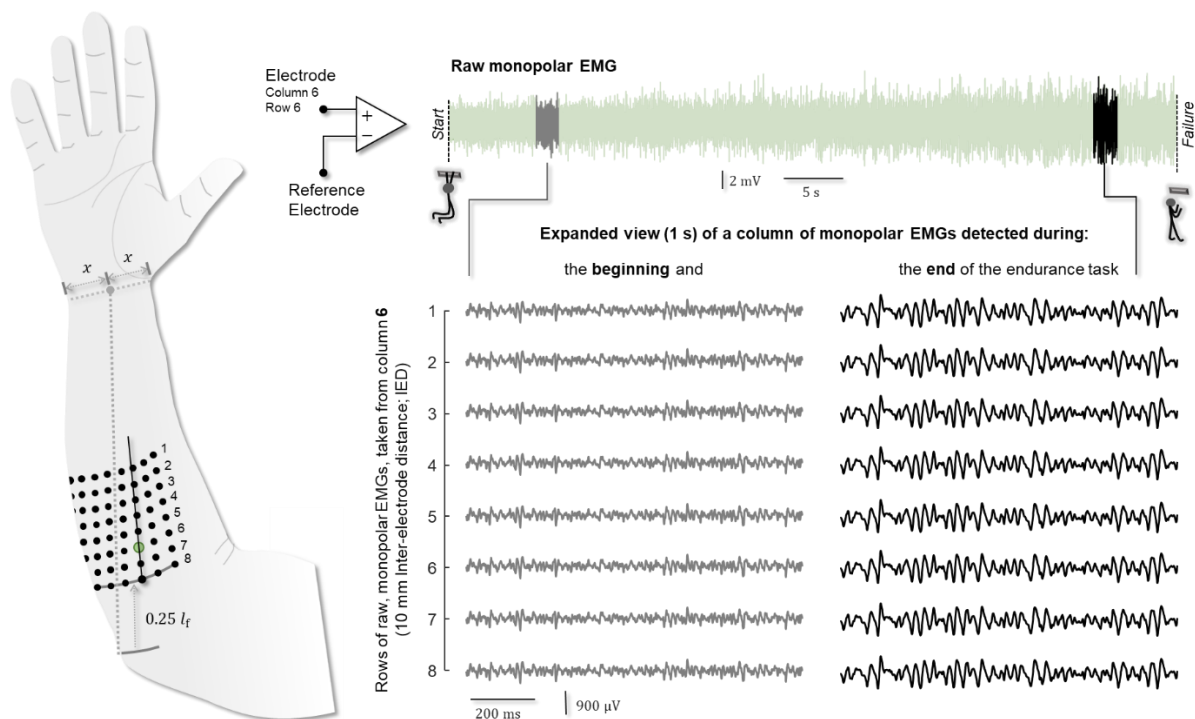


Figura 14: Dati monopolari grezzi EMG. Vista estesa degli EMG monopolari prelevati da una Colonna di elettrodi all'inizio e alla fine dell'esercizio di resistenza.

4.5.2 Primo obiettivo

Per affrontare il primo obiettivo secondario del presente studio, si costruiscono delle mappe con i valori di pendenza dei descrittori dell'EMG (Root Mean Square - RMS e Median Frequency - MDF). I valori di pendenza dei descrittori si ricavano tramite regressione lineare. Successivamente si identificano i canali rilevanti, ovvero quelli con una pendenza maggiore del 70% del valore massimo. Viene associata una scala colore ai valori di pendenza dei pixel presenti nell'immagine. Le immagini vengono segmentate attraverso l'uso di un algoritmo che le converte in scala binaria (bianco e nero), raggruppando i punti connessi in clusters. Questi cluster rappresentano insiemi di elettrodi con pendenze simili, positivamente correlati per RMS e negativamente per MDF. Ogni cluster sulla stessa matrice è rappresentativo di una differente attività neuronale. Nel caso vengano rilevati più cluster, viene selezionato quello con numerosità maggiore di canali attivi.

Una volta individuati i canali con variazioni più significative per i descrittori di EMG, si ricava il valore dell'area coperta da essi sulla superficie della pelle come percentuale dell'area totale occupata dalla matrice di elettrodi sul braccio di ogni soggetto. Il valore medio di questi elettrodi fornisce la posizione del baricentro dell'attività, noto come centroide. Viene misurata anche la posizione del centroide nelle due direzioni (C_x, C_y), normalizzata rispetto alle misure anatomiche del soggetto, come la lunghezza e la circonferenza dell'avambraccio.

L'obiettivo è quello di valutare in quali canali la pendenza dei descrittori è più ripida. Le mappe saranno rappresentative dell'attività muscolare nello spazio, per confrontarla tra soggetti è stato necessario considerare per ogni atleta le dimensioni reali relative alla superficie di avambraccio coperta dagli elettrodi. Per adattarsi alle variazioni anatomiche, è stato seguito un approccio specifico: nella dimensione longitudinale della matrice di elettrodi, si considera la percentuale della lunghezza dell'avambraccio, mentre per la dimensione trasversale si considera la percentuale di circonferenza dell'avambraccio coperta dagli elettrodi sull'asse orizzontale (figura 14) in accordo con lo studio di Thio-Pera et al., (2022). In questo modo è stata definita la regione della cute da analizzare in tutti i soggetti, facendo riferimento alla porzione più piccola da cui è stato prelevato il segnale.

Tale porzione coincide con quella del soggetto con dimensioni dell'avambraccio maggiori. Al fine di consentire un confronto tra soggetti, le mappe che coprono un'area muscolare maggiore verranno adattate rispetto alle misure del soggetto di riferimento, troncando i dati ed interpolando i valori linearmente nelle direzioni relative. Se l'ipotesi di fatica muscolare localizzata sarà vera la pendenza della frequenza mediana del segnale EMG non dovrebbe essere uniforme in tutto il muscolo.

4.5.3 Secondo obiettivo

Se l'ipotesi di regionalizzazione delle manifestazioni mioelettriche di fatica si verificherà, si potrà procedere con il testare il secondo obiettivo. Valutando le regioni in cui avviene e se queste variano nel tempo, all'interno dello stesso muscolo (ipotizzando la rotazione/sostituzione di unità motorie) o tra muscoli, per evitare la fatica muscolare e garantire una maggiore durata dell'attività muscolare. Per verificare se questa ipotesi è vera, sarà possibile analizzare i segnali RMS e MDF e lo spostamento del centroide delle attivazioni nello spazio, insieme alle sue deviazioni standard per valutare la localizzazione dell'attivazione.

È possibile definire il centroide come il punto medio della distribuzione più intensa dei segnali RMS e MDF nello spazio, la soglia per i canali attivi sarà pari rispettivamente al 70% del massimo o del minimo su ogni epoca per i valori dei descrittori. Analizzando le deviazioni standard del centroide rispetto all'andamento medio è possibile valutare la localizzazione dell'attivazione durante l'esercizio; questo risultato è dunque rappresentativo della distribuzione spaziale dell'attività muscolare. Se l'ipotesi di rotazione/sostituzione di unità motorie è vera, ci si aspetta di osservare una maggiore dispersione delle deviazioni standard durante l'esercizio, poiché le unità motorie attivate si alternano e si sostituiscono.

I risultati ottenuti dall'elaborazione dei dati sono rappresentati nella figura 15. L'immagine fornisce una panoramica dettagliata dell'evoluzione dei valori di RMS e MDF nei canali 10 e 55, nonché dei coefficienti di pendenza dei descrittori di fatica, durante l'esecuzione dell'esercizio di sospensione. Tutti i dati sono normalizzati per rendere più chiara la rappresentazione. Nel pannello B, sono illustrate le mappe di RMS e MDF, rappresentative della fase iniziale (1s) e finale dell'attività (58s), per mostrare la variazione delle variabili con l'incremento del tempo di sospensione e quindi della fatica mioelettrica.

Nel pannello A, è presente il fatigue plot, che rappresenta l'andamento nel tempo dei valori di RMS e MDF registrati nei canali 10 e 55: canali evidenziati nelle mappe del pannello B. Questi valori sono stati normalizzati rispetto ai valori iniziali, consentendo di osservare meglio l'andamento della fatica muscolare durante l'attività. Nel pannello C, vengono mostrati i valori di pendenza dei descrittori di fatica. Per entrambi i descrittori, i valori di pendenza sono normalizzati rispetto al valore più grande in modulo. Entrambe le mappe 2D mostrano il numero di canali più attivi e la posizione del baricentro nello spazio dei due descrittori. È possibile notare la differenza significativa che è emersa tra i baricentri dei descrittori studiati, che suggerisce una notevole divergenza nelle caratteristiche di ampiezza e spettrali dei segnali sEMG. Si evince un decremento della frequenza mediana dei segnali prelevati. Il decremento non è omogeneo su tutta la mappa come mostrato dai canali 10 e 55.

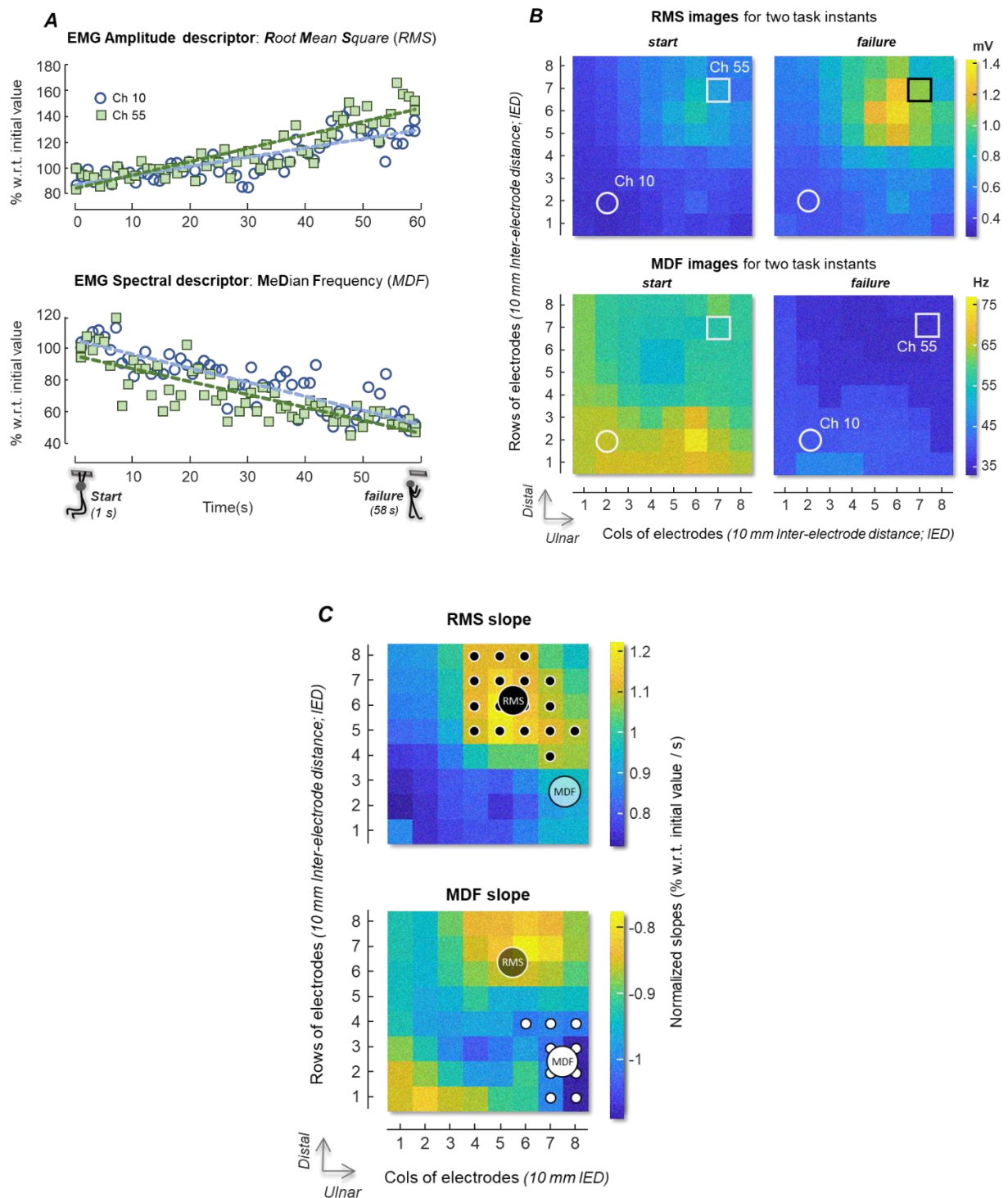


Figura 15: Visualizzazione dell'evoluzione della fatica muscolare durante l'attività. I pannelli mostrano le mappe di RMS e MDF iniziali, centrali e finali (pannello A), un fatigue plot dei canali 10 e 55 nella matrice per RMS e MDF normalizzati (pannello B). Infine, le mappe 2D basate sui valori di pendenza degli indicatori di ampiezza e spettrali di EMG, in cui si evidenziano le posizioni dei baricentri nello spazio sono mostrate nel pannello C.

4.6 Analisi statistica

Tutti i dati statistici sono stati effettuati usando il software SPSS (29.0).

Per valutare la normalità della distribuzione dei dati, è stato eseguito il test di Shapiro-Wilk di non omogeneità.

1. Sono state confrontate le caratteristiche fisiche nei due gruppi, avanzati e intermedi, usando un test t-student a campioni indipendenti (IC: 95%), dopo aver verificato che la distribuzione dei dati fosse gaussiana (test di Shapiro-Wilk; $p > 0.109$) e la varianza omogenea (test di Levene; $p > 1.121$). Sono state considerate separatamente le variabili di peso, lunghezza dell'avambraccio e quattro misure di circonferenza dell'avambraccio (figura 10) per tutti i soggetti sottoposti al test, 38 scalatori. L'obiettivo è stato quello di scegliere se normalizzare le matrici rispetto alle dimensioni dell'avambraccio più grande del set o differenziando il soggetto più grande per i due gruppi di avanzati e non avanzati (figura 16).
2. Le manifestazioni mioelettriche di fatica sono state verificate con una correlazione positiva o negativa rispettivamente per il descrittore di ampiezza e spettrale. Una quantificazione di fatica è stata ottenuta tramite la misura regressione lineare di tali descrittori (slope): più positiva/negativa la pendenza della regressione lineare di ampiezza/spettro, maggiore è la manifestazione mioelettrica di fatica. Le presenti analisi sono state fatte su un campione di 38 soggetti (avanzati = 21, intermedi = 17), sono stati rimossi 3 soggetti perché il tempo di sospensione degli atleti è stato troppo breve per calcolare i descrittori, altri 2 soggetti sono stati scartati perché erano di bassa qualità. Le statistiche inferenziali non parametriche sono state calcolate per il resto delle variabili dopo aver verificato che la distribuzione dei dati non fosse gaussiana ($p < 0,046$). Gli effetti principali e interattivi dei gruppi (Avanzato vs Intermedio) e delle profondità delle prese (15 mm, 20 mm e 30 mm; misure ripetute) su tempo al fallimento, pendenza media, pixel segmentati e coordinate del centroide, sia per RMS che per MDF, sono stati valutati con un test U di Mann-Whitney e un test di analisi della varianza a due vie di Friedman, rispettivamente. Ogni volta che veniva osservato un effetto, venivano condotti

test post hoc di Wilcoxon con correzione di Bonferroni, considerando la significatività per valori di $p < 0.016$ e sono rappresentati nelle figure 17, 18, 19, 20, 21, 22.

3. È stata applicata una analisi di correlazione di Spearman per valutare le associazioni tra i descrittori EMG e il tempo di sospensione (figura 23).

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

5 Risultati

Sono stati scartati cinque dati dei 43 soggetti testate. Per tre soggetti il tempo di fallimento per la sospensione alla profondità di 15mm è stato inferiore ad 8 secondi, influenzando negativamente le stime della pendenza dei descrittori del segnale SEMG. Per un soggetto circa il 50% dei pacchetti dei dati è stato perso, per un problema di batteria scarica della sonda, mentre per un altro soggetto 10 segnali SEMG erano di bassa qualità.

5.1 Misure antropometriche

Nell'analisi delle caratteristiche fisiche tra i gruppi di atleti avanzati e intermedi, si notano differenze significative (p -value < 0.05) come mostrato nella figura 7. Tali differenze sostengono la scelta di procedere nello studio con una normalizzazione della matrice differente per i due gruppi.

Il polso e l'avambraccio degli scalatori avanzati sono più grandi rispetto a quelli degli scalatori intermedi, basandosi sui valori di circonferenza misurati a $\frac{2}{4}l_f$ e $\frac{1}{4}l_f$ (Figura 9; $p < 0,028$).

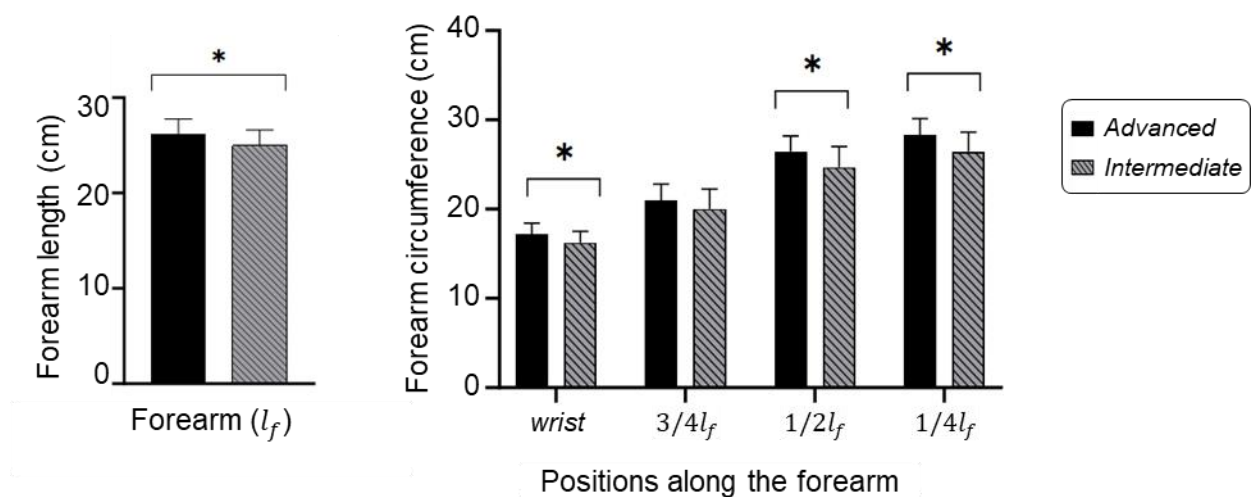


Figura 16: La figura rappresenta le differenze tra le medie dei gruppi avanzati e intermedi nelle variabili fisiche analizzate. *: differenze significative ($p < 0.05$) intergruppo.

Il test t-student mostra le differenze significative nelle diverse misure dell'avambraccio: lunghezza dell'avambraccio ($p < 0.045$), con una differenza media tra i due gruppi di circa 2 cm. Le differenze significative nelle circonferenze di polso ($p < 0.028$), a metà lunghezza dell'avambraccio ($p < 0,028$) e ad una distanza di un quarto di lunghezza dell'avambraccio ($p < 0.019$), mostrano delle disparità nelle misure antropometriche, nei dati relativi alla lunghezza dell'avambraccio quasi significativi e significativi in tre delle misure di circonferenza dell'avambraccio. Queste misure sono sempre maggiori nel gruppo degli avanzati, sottolineando l'importanza di una normalizzazione differenziata per i due gruppi.

5.2 Descrittori di fatica

Di seguito sono descritti i risultati dell'analisi delle differenze tra le medie dei gruppi (avanzati e intermedi) nei valori delle variabili descrittori di fatica analizzate: slope mean, numero di canali, coordinate del baricentro, distanza tra i baricentri dei descrittori di fatica, tempo di sospensione, considerando le diverse profondità di prese (15mm, 20mm, 30mm). Inoltre, vengono analizzate le differenze tra prese di diverse profondità per ogni gruppo (analisi intragruppo).

5.2.1 Slope mean

Il test di normalità per la variabile di slope, Shapiro-Wilk, usato per valutare la distribuzione della variabile nelle due categorie (intermedi ed avanzati), per le tre profondità di presa. La significatività dei test è posta a 0.05. La distribuzione dei dati non è gaussiana, si procede con i test inferenziali non parametrici, sia per la variabile RMS slope mean ($P < 0.001$), che per la variabile MDF slope mean ($P < 0.05$).

Nella figura 8 si rappresentano le differenze tra le medie dei gruppi avanzati e intermedi nei descrittori di fatica RMS/MDF slope mean. Le differenze significative intragruppo e intergruppo e sono evidenziate in figura 17. I dati mostrano che l'effetto della presa ha un forte impatto sul risultato dello studio; infatti, emerge che questi descrittori sono importanti nella descrizione dell'effetto della presa e per differenziare i gruppi di avanzati e intermedi.

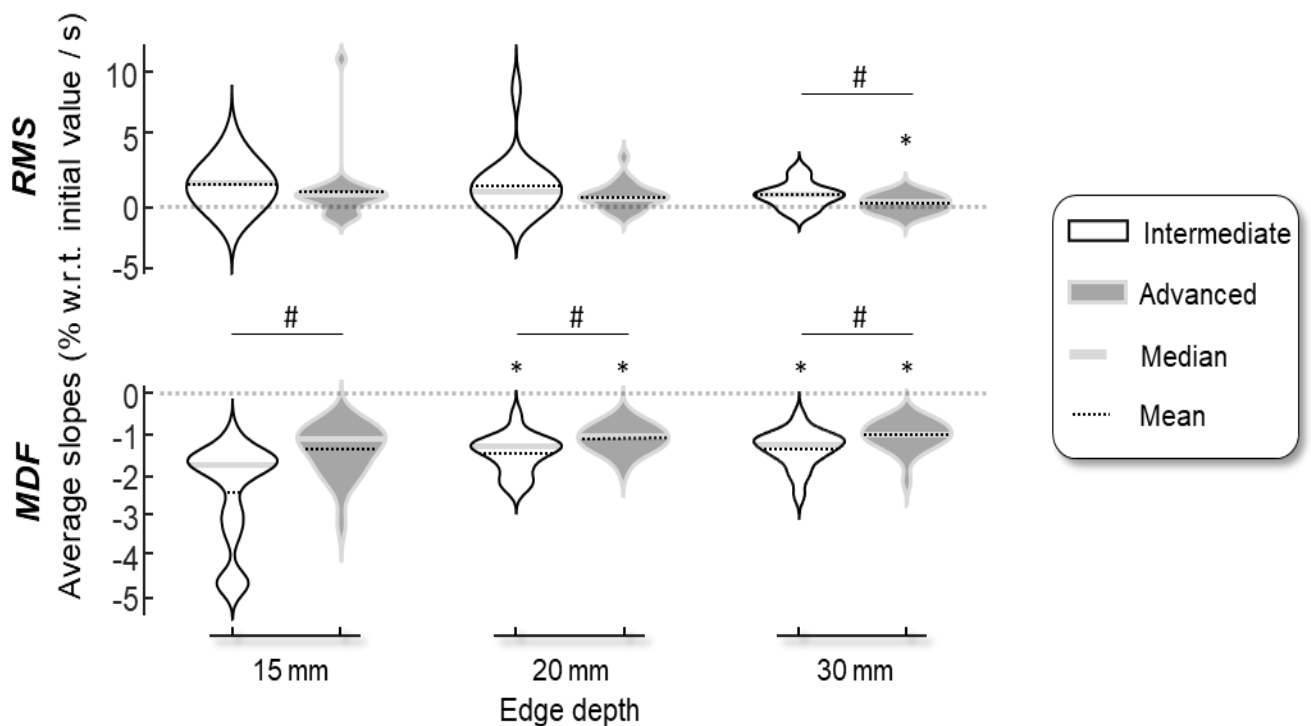


Figura 17: La figura rappresenta le differenze tra le medie dei gruppi avanzati e intermedi nei descrittori di fatica RMS - MDF slope mean. #: differenze significative intergruppo ($p < 0.05$). *: differenze significative intragruppo ($p < 0.016$) rispetto alla presa 15mm.

Nel dettaglio, l'analisi mostra che:

1. Nei valori di RMS slope mean, il test non parametrico Mann-Whitney (intergruppo) mostra che nella profondità di presa di 30mm è presente una differenza significativa nel valore di tale descrittore tra il gruppo di avanzati ed intermedi ($Z = -2.011$, $p = 0.044$), con valore di RMS maggiore per il gruppo avanzato. I risultati del test di Friedman per i due gruppi (avanzati ed intermedi) mostrano un effetto della presa altamente significativo per gli atleti avanzati ($\chi^2 = 8.667$, $p = 0.013$), l'analisi post-hoc di Wilcoxon, riferisce che le prese con profondità 15mm - 30mm ($Z = -3.007$, $p = 0.003$) differiscono in modo significativo tra loro per il gruppo di atleti avanzati. Si nota una tendenza di crescita positiva nei valori di pendenza media di RMS, con il diminuire dello spessore della presa (15mm > 20mm > 30mm), ma non è statisticamente significativa. Inoltre, questo descrittore ha un valore medio per gli intermedi circa il doppio rispetto agli avanzati. È presente un decremento del descrittore di ampiezza della fatica al crescere della dimensione della presa. La statistica ha rivelato anche un effetto per le prese: la presa che

ha indotto valori maggiori di slope è la presa 15mm, con valori di $0.013 \pm 0,02$ per gli avanzati e 0.018 ± 0.017 per gli atleti intermedi. Inoltre, il valore di pendenza in modulo aumenta con il diminuire della dimensione della presa; è significativamente maggiore per la presa più piccola 0.018.

2. Nei valori di MDF slope, il test non parametrico Mann-Whitney (intergruppo) mostra una differenza significativa tra i gruppi nelle tre profondità di presa: 15mm ($Z = -3.039$, $p = 0.002$), 20mm ($Z = -2.569$, $p = 0.010$) e 30mm ($Z = -2.481$, $p = 0.013$). L'analisi rivela un effetto principale: indica che c'è una differenza significativa tra i due gruppi (avanzati e intermedi), indipendentemente dalla profondità di presa considerata. I risultati del test di Friedman ha indicato una interazione altamente significativa tra le prese e il grado degli atleti, sia per il gruppo di avanzati ($\chi^2 = 14.381$, $p = 0.001$) che per gli intermedi ($\chi^2 = 25.529$, $p < 0.001$). L'analisi post-hoc di Wilcoxon, riferisce che le prese con profondità 15mm–20mm ($Z = -3.146$, $p = 0.002$) e 15mm – 30mm ($Z = -2.833$, $p = 0.005$) differiscono in modo significativo tra loro per il gruppo di atleti avanzati, le prese di profondità 15mm-20mm ($Z = -3.574$, $p < 0.001$), 15mm-30mm ($Z = -3.521$, $p < 0.001$) per il gruppo di atleti intermedi, mostrando una interazione altamente significativa tra le prese e il grado degli atleti. La statistica rileva un effetto sulla pendenza media di MDF, mostrando che i valori di slope per gli avanzati sono significativamente inferiori in modulo rispetto a quelli degli atleti intermedi; quindi, sono presenti minori cambiamenti nella frequenza mediana. Gli avanzati in media presentano uno slope di -0.0139, gli intermedi -0.0245. La statistica ha rivelato anche un effetto per le prese: la presa che ha indotto valori maggiori di slope è la presa 15, con valori di $-0.0139 \pm 0,006$ per gli avanzati e -0.0245 ± 0.012 per gli atleti intermedi. Inoltre, il valore di pendenza in modulo aumenta con il diminuire della dimensione della presa; è significativamente maggiore per la presa più piccola -0.0245.

5.2.2 Number of channels

Il test di normalità Shapiro-Wilk è usato per valutare la distribuzione della variabile Numero di canali nelle due categorie (intermedi ed avanzati). La significatività dei test è posta a 0.05. La variabile Numero di canali per i descrittori RMS/MDF slope non segue una distribuzione normale (per Numero di canali RMS slope, $p < 0.001$; per Numero di canali MDF slope, $p > 0.009$). La distribuzione dei dati non è gaussiana, si procede con i test inferenziali non parametrici. Nella figura 18 si rappresentano le differenze tra le medie dei gruppi avanzati e intermedi nel numero di canali maggiormente attivati per i descrittori RMS slope e MDF slope. I dati mostrano che questo descrittore ha un impatto significativo sui risultati.

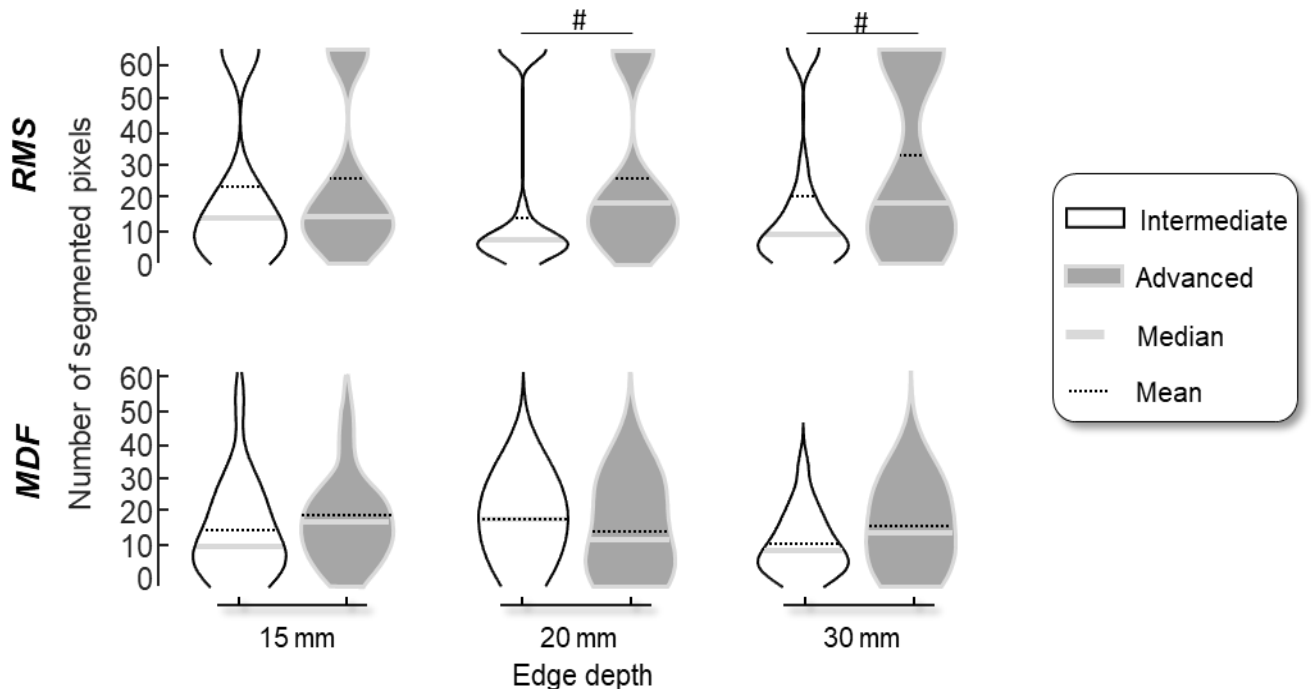


Figura 18: La figura rappresenta un'analisi delle differenze significative tra gruppi (p -value < 0.05) e tra le prese (p -value < 0.016) nel numero di canali maggiormente attivati per descrittori di fatica, riferiti relativamente a RMS/MDF slope. #: sig. intergruppo per RMS

1. Il risultato statistico del test non parametrico Mann-Whitney (intergruppo) mostra una significatività statistica tra i gruppi nelle profondità di presa: 20mm ($U = 111.5$, $p = 0.047$) e 30mm ($U = 96.5$, $p = 0.015$) nel numero di canali attivati per RMS, indicando che questo descrittore ha un impatto significativo sui risultati. Analizzando l'interazione intragruppo. I risultati del test di Friedman non mostrano un effetto della

presa significativo sia per il gruppo di atleti avanzati ($\chi^2= 0.033$, $p = 0.984$) che intermedi ($\chi^2= 2.469$, $p = 0.291$). Complessivamente, il numero di canali attivi per il descrittore RMS slope ha un andamento crescente con l'aumentare della dimensione della presa, con una media di 27 canali attivi per gli avanzati e 19 per gli intermedi.

2. Il risultato statistico del test non parametrico Mann-Whitney (intergruppo) non mostra una significatività statistica nelle profondità di presa nel numero di canali attivati per MDF, indicando che questo descrittore potrebbe non avere un impatto significativo sui risultati. I risultati del test di Friedman non mostrano un effetto della presa significativo sia per il gruppo di atleti avanzati ($\chi^2= 1.615$, $p = 0.446$) che intermedi ($\chi^2= 1.877$, $p = 0.391$). Complessivamente, il numero di canali attivi per il descrittore MDF slope ha un andamento complessivamente decrescente con l'aumentare della dimensione della presa, con una media di 18 canali attivi per gli avanzati e 17 per gli intermedi.

5.2.3 Barycenter coordinates

Il test di normalità Shapiro-Wilk è usato per valutare la distribuzione delle variabili X e Y nelle coordinate del baricentro di MDF e RMS slope nelle due categorie (intermedi ed avanzati). La significatività dei test è posta a 0.05. Le coordinate non seguono una distribuzione normale per entrambi i descrittori RMS/MDF ($p > 0.05$). La distribuzione dei dati non è gaussiana, si procede con i test inferenziali non parametrici.

Nella figura 19 si rappresentano le coordinate medie dei baricentri di MDF e RMS slope nello spazio, per i gruppi avanzati e intermedi, e per le differenti profondità di presa. I dati mostrano delle differenze significative tra i due gruppi, nelle posizioni dei baricentri nella presa da 15mm sia nella coordinata x che y, gli atleti intermedi hanno il baricentro in una posizione prossimale – radiale rispetto agli atleti avanzati.

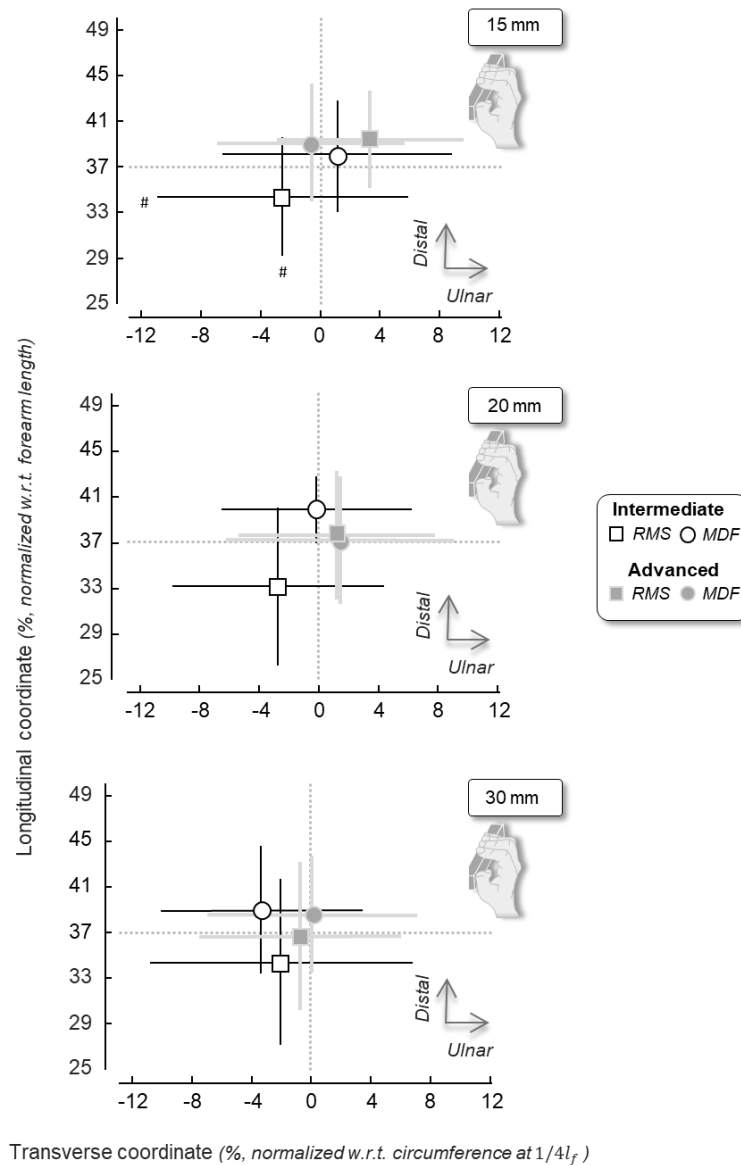


Figura 19: La figura mostra la posizione media dei baricentri di MDF slope – RMS slope nello spazio coperto dalla matrice di elettrodi, per le tre profondità di presa. *: sig. intergruppo

1. Il risultato statistico del test non parametrico Mann-Whitney (intergruppo) mostra una significatività statistica tra gruppi nella profondità di presa 15mm, indicando che questo descrittore ha un impatto significativo sui risultati. Nella presa 15mm, è presente una differenza significativa per la coordinata x del baricentro del descrittore RMS, con una distanza significativa di circa 6 cm ($U = 100.5$, $p = 0.022$) tra coordinata media di atleti intermedi e avanzati. Tra i due gruppi sono presenti differenze medie nella coordinata y del baricentro di RMS slope per tutte le prese, in ordine dalla più piccola alla più grande è presente una distanza di 4.8cm, 3.7cm,

3.25cm. Questa differenza nella coordinata y è significativa solo per la presa da 15mm ($U = 84$, $p = 0.006$), e quasi significativa per la presa da 20mm ($p = 0.101$). Per gli atleti avanzati, con l'aumentare della profondità della presa la coordinata y si sposta in direzione distale, mentre la coordinata x in direzione radiale, entrambe le coordinate con passo di 1cm. Per gli atleti intermedi, con l'aumentare della profondità della presa la coordinata y si sposta in direzione distale di pochi decimi di centimetro, mentre la coordinata x in direzione ulnare con passo di circa 1cm. Analizzando l'interazione intragruppo, i risultati del test di Friedman non mostrano un effetto della presa significativo, c'è una mancanza di significatività statistica per l'interazione grado - presa nelle coordinate del baricentro per RMS, indicando che questo descrittore potrebbe non avere impatto significativo sui risultati, sia lungo la coordinata x, che lungo y.

2. Il risultato statistico del test non parametrico Mann-Whitney (intergruppo) non mostrando una significatività statistica tra gruppi nelle profondità di presa, indicando che questo descrittore ha un impatto significativo sui risultati. Analizzando l'interazione intragruppo. I risultati del test di Friedman non mostrano un effetto della presa significativo sia per i due gruppi di atleti, mostrando una mancanza di significatività statistica per l'interazione grado - presa nelle coordinate del baricentro per MDF, indicando che questo descrittore potrebbe non avere impatto significativo sui risultati, sia lungo la coordinata x, che lungo y. Nella presa 20mm, è presente però una differenza media per la coordinata y tra i due descrittori, non significativa, di circa 3 cm ($p = 0.297$). Lungo la coordinata x sono presenti differenze medie di circa 2cm per tutte le prese, ma non sono significative. L'andamento delle coordinate del baricentro è variabile confrontando le tre prese.

5.2.4 Distance between barycenter coordinates of RMS – MDF slope centroid

Il test di normalità Shapiro-Wilk è usato per valutare la distribuzione della variabile Distanza tra i baricentri di MDF e RMS slope nelle due categorie, intermedi ed avanzati. La significatività dei test è posta a 0.05. La coordinate non seguono una distribuzione normale per entrambi i descrittori RMS e MDF ($p > 0.028$). La distribuzione dei dati non è gaussiana, si procede con i test inferenziali non parametrici.

Nella figura 20 si approfondiscono le distanze tra i baricentri. Si rappresentano le distanze medie dei baricentri per i descrittori RMS slope e MDF slope sui due gruppi, avanzati e intermedi. I dati mostrano che questo descrittore non ha un impatto significativo sui risultati.

Si nota un andamento crescente nei valori di distanza dei baricentri per gli intermedi con l'aumentare della profondità di presa.

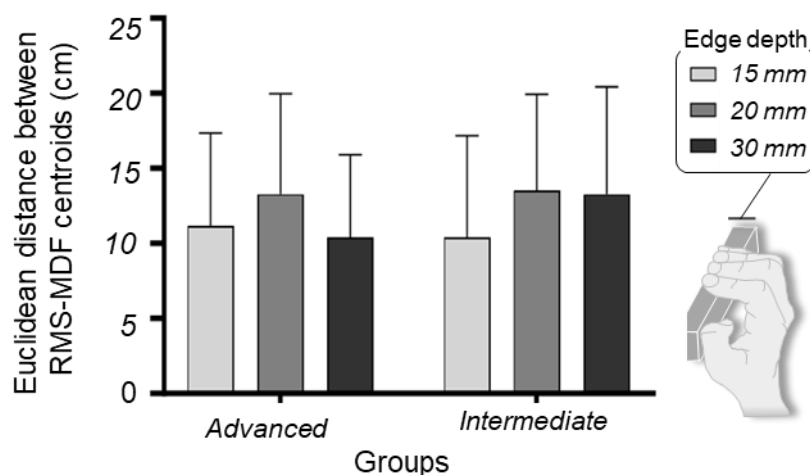


Figura 20: La figura rappresenta un'analisi delle differenze significative (p -value < 0.05) tra i soggetti avanzati e intermedi nelle distanze medie dei baricentri dei descrittori di fatica (RMS e MDF slope)

Il risultato statistico del test non parametrico Mann-Whitney (intergruppo) non mostra una significatività statistica tra i due gruppi, valutando le diverse profondità di presa, indicando che questo descrittore non ha un impatto significativo sui risultati. Analizzando l'interazione intragruppo. I risultati del test di Friedman non mostrano un effetto della presa significativo sia per il gruppo di atleti avanzati ($\chi^2 = 3.714$, $p = 0.156$) che intermedi ($\chi^2 = 4.235$, $p = 0.120$) nei valori di distanza medi tra i baricentri dei cluster dei descrittori di fatica, indicando che questo descrittore non ha un impatto significativo sui risultati. È presente un valore

elevato di distanza media dei baricentri tra RMS e MDF: 12cm per gli atleti avanzati e 12.5 cm per gli intermedi (figura 21). La distanza media tra i baricentri dei due descrittori è elevata. In particolare 10.8 ± 6.38 per la profondità di presa 15mm, 13.4 ± 6.46 per la profondità di presa 20mm, 11.7 ± 6.36 per la profondità di presa 30mm.

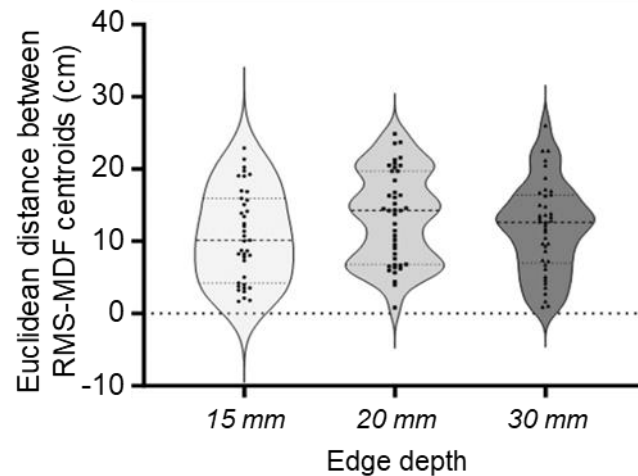


Figura 21: Distribuzione delle distanze del baricentro, considerando l'intero gruppo per ogni profondità di presa.

5.2.5 Suspension time

Il test di normalità Shapiro-Wilk è usato per valutare la distribuzione del tempo di sospensione nelle due categorie. La significatività dei test è posta a 0.05. La variabile non segue una distribuzione normale ($p > 0.026$). La distribuzione dei dati non è gaussiana, si procede con i test inferenziali non parametrici.

Nella figura 22 sono mostrate le differenze tra i soggetti avanzati e intermedi nel tempo di sospensione sulle tre differenti prese. Indipendentemente dalla profondità della presa, i scalatori avanzati hanno sopportato il compito di sospensione per circa il doppio del tempo rispetto ai scalatori intermedi. All'interno di ciascun gruppo, il tempo al fallimento è aumentato progressivamente con la profondità della presa.

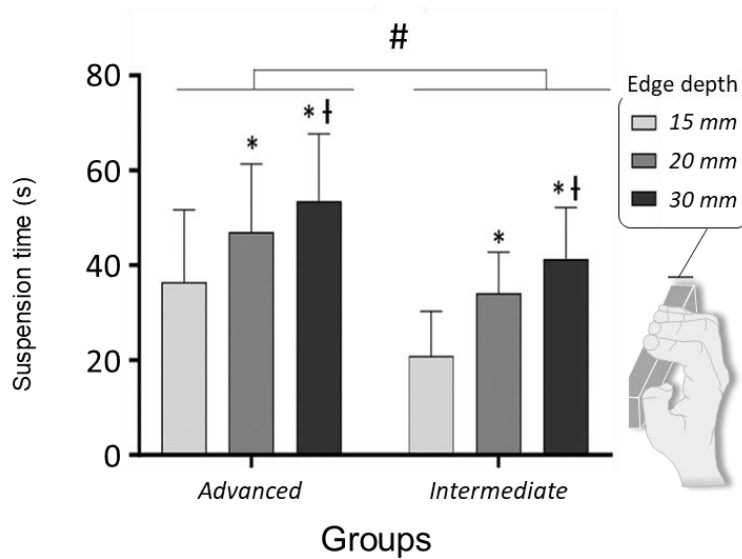


Figura 22: La figura rappresenta un'analisi intergruppo delle differenze significative (p -value < 0.05) tra i soggetti avanzati e intermedi nel tempo di sospensione sulle tre differenti prese, # : sig. intergruppo tra tutte le prese. E una analisi intragruppo (p -value < 0.016), tra le differenti profondità di presa. *: sig. intragruppo rispetto alla presa di profondità 15mm, †: sig. intragruppo rispetto alla presa di 20mm.

Il risultato statistico del test non parametrico Mann-Whitney (intergruppo) mostra una significatività statistica tra i due gruppi, valutando le diverse profondità di presa, indicando che questo descrittore ha un impatto significativo sui risultati su tutte profondità: 15mm ($U = 67$, $p = 0.001$), 20mm ($U = 82$, $p = 0.005$) e 30mm ($U = 89$, $p = 0.009$). Analizzando l'interazione intragruppo, i risultati del test di Friedman mostrano un effetto della presa significativo sia per il gruppo di atleti avanzati ($\chi^2 = 38.095$, $p < 0.0001$) che intermedi ($\chi^2 = 26.824$, $p < 0.0001$) nei valori del tempo di sospensione.

In tutte le prese studiate emerge una differenza significativa nei valori del tempo di sospensione intragruppo, test di Wilcoxon ($p < 0.002$) con una differenza di sospensione media di circa 10s tra una presa e la successiva. Gli avanzati riescono a mantenere la sospensione per un tempo significativamente maggiore, quasi doppio, per ogni profondità di presa.

5.3 Analisi di correlazione tra il tempo e i descrittori della fatica considerando tutto il gruppo

Nella figura 23 sono mostrate le differenze tra il tempo di sospensione e i descrittori di fatica RMS slope e MDF slope. I soggetti, avanzati e intermedi, vengono rappresentati nello stesso gruppo. Complessivamente si evidenzia una correlazione significativa tra queste variabili, positiva per il descrittore spettrale e negativa per il descrittore di ampiezza.

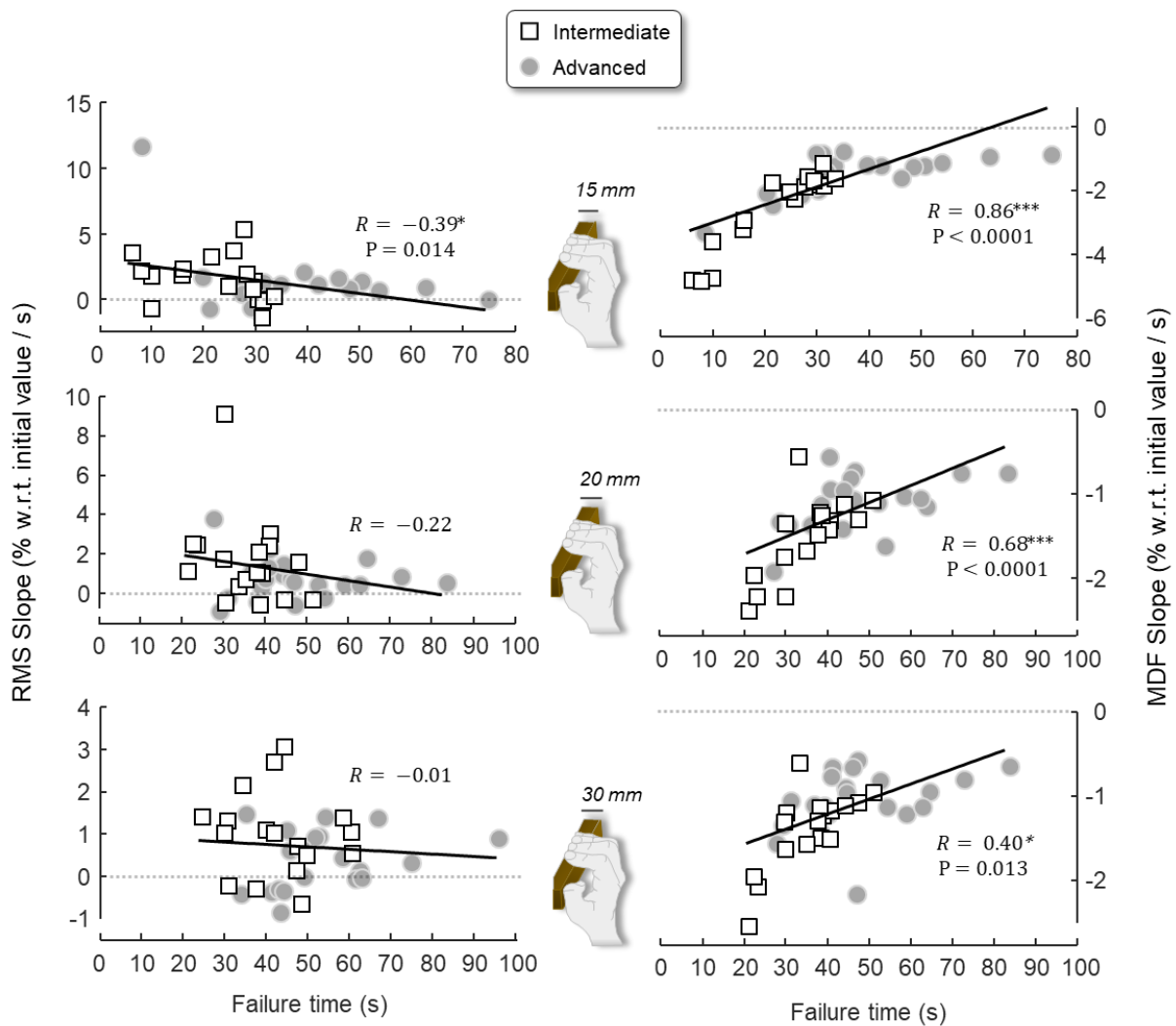


Figura 23 La figura rappresenta un'analisi delle differenze significative (p-value < 0.05) tra il tempo di sospensione e i descrittori di fatica RMS slope mean – MDF slope mean. L'analisi è ripetuta per tutte e tre le profondità di presa.

La valutazione delle correlazioni tra le variabili a diverse profondità ha messo in evidenza diverse relazioni lineari.

1. Correlazione negativa tra i valori di RMS slope mean e il tempo di sospensione per tutte le profondità di presa. Questa correlazione è significativa per la presa di 15mm ($p = 0.014$). All'aumentare del tempo di sospensione, la pendenza media nei valori di RMS diminuisce. Gli avanzati mostrano una maggiore resistenza alla fatica, evidenziata da una pendenza più bassa nei loro dati di RMS slope mean.
2. Correlazione positiva tra i valori di MDF slope mean e il tempo di sospensione altamente significativa per tutte le profondità di presa ($p < 0.013$). Aumentare del tempo di sospensione, la pendenza media dei valori di MDF diminuisce, poiché la pendenza per tutti i soggetti è negativa. Gli avanzati mostrano una maggiore resistenza alla fatica, evidenziata da una pendenza più bassa nei loro dati di MDF slope mean.

6 Discussione

Lo studio mirava a studiare i meccanismi neuromuscolari che potrebbero spiegare le diverse abilità di resistenza tra gli scalatori Avanzati e Intermedi quando si esegue un test di sospensione su travi di diverse profondità: 15 mm, 20 mm e 30 mm. Si è voluto approfondire se il livello di esperienza in arrampicata modifica la distribuzione delle manifestazioni mioelettriche della fatica nei muscoli dell'avambraccio, valutate attraverso i descrittori RMS e MDF. I risultati mostrano che scalatori avanzati mostrano cambiamenti inferiori nella variabile MDF, anche se questi cambiamenti sono stati rilevati da un numero simile di elettrodi e nella stessa posizione dell'avambraccio per entrambi i gruppi e per le tre profondità di presa. L'analisi suggerisce un adattamento neuromuscolare più efficiente per gli atleti avanzati nel sostenere carichi isometrici per periodi più lunghi. L'analisi della correlazione ha indicato che un tempo più lungo per il fallimento era associato a minori cambiamenti di MDF, per le tre profondità considerate. La variazione nei valori di RMS è molto più variabile tra i gruppi e le profondità di presa e non sono correlate con il tempo di fallimento. È presente un aumento significativo del descrittore nel tempo solo per la presa di 30mm per gli atleti intermedi; nonostante ciò, per entrambi i gruppi, c'è una tendenza del descrittore ad aumentare al diminuire della profondità di presa, coinvolgendo una maggiore porzione di muscolo nell'attivazione muscolare per gli atleti avanzati. Le variazioni sono infatti rilevate da un numero di elettrodi quasi doppio per i soggetti di livello avanzato. Anche in questo caso è presente una maggiore attivazione muscolare per sostenere l'attività prolungata. Complessivamente i risultati suggeriscono che i muscoli dell'avambraccio sono adattati a sostenere per periodi più lunghi carichi isometrici relativamente elevati.

Utilizzando una matrice di elettrodi di superficie, è stato possibile analizzare una porzione più ampia dei muscoli flessori delle dita, approfondendo lo studio di Vigouroux & Quaine (2006). Nel loro studio è stata dimostrata una maggiore resistenza all'affaticamento mioelettrico in scalatori avanzati, osservata attraverso un singolo punto di prelievo sulla cute. I risultati del presente studio sono concordi ed indicano che gli atleti avanzati si affaticano meno rispetto a quelli di livello intermedio, mostrando per gli atleti intermedi una decrescita maggiore nei valori frequenza mediana ed una crescita maggiore nel descrittore di ampiezza per la fatica (RMS), progressivi in entrambi i casi (Merletti et al., 1990), indicando un

adattamento neuromuscolare indotto dall'allenamento più espressivo nel gruppo di atleti Avanzati.

L'ipotesi iniziale è stata parzialmente verificata poiché si è ottenuto che i descrittori EMG cambiano in misura diversa in diversi elettrodi nella griglia, mostrando cambiamenti inferiori nei descrittori MDF e RMS negli scalatori avanzati rispetto agli intermedi, indipendentemente dalla presa utilizzata, indicando una migliore adattabilità generale dei muscoli adiacenti dell'avambraccio alla richiesta di esercizio per gli scalatori avanzati. Questi risultati sono in linea con altri studi che analizzano la forza delle punte delle dita e i parametri elettromiografici di scalatori di élite e non scalatori analizzando la fatica nei muscoli dell'avambraccio durante l'esercizio intermittente (Vigouroux & Quaine, 2006a) i quali hanno mostrato che gli scalatori esperti generano una forza delle dita significativamente maggiore, maggiore resistenza (durata del doppio del tempo fino all'esaurimento), capacità di recupero maggiore e minore tasso di affaticamento (pendenza di MDF) rispetto ai non scalatori. Il fatto che gli scalatori avanzati abbiano eseguito l'esercizio per un periodo più lungo e con un tasso di affaticamento più basso è stato spiegato precedentemente dalla maggiore capacità vasodilatatoria (Philippe et al., 2012; Vigouroux & Quaine, 2006b) e dal ridotto accumulo di metaboliti (Mostoufi-Moab et al., 1998) osservate negli scalatori, inducendo una riduzione minore della velocità del potenziale d'azione e, indirettamente, una riduzione inferiore della MDF.

Il reclutamento di diverse regioni muscolari non spiega i diversi tempi di sospensione tra scalatori Avanzati e Intermedi. Quando ai soggetti viene richiesto di sostenere carichi submassimali fino all'esaurimento, la condivisione differenziale del carico intra e inter muscolo (Garland et al., 1994; Yao et al., 2000) è stata osservata come responsabile delle differenze nella capacità di resistenza: quanto più frequentemente l'eccitazione si alterna tra muscoli sinergici e tra regioni all'interno dei muscoli contratti stessi, con fibre fresche che prendono il posto di fibre affaticate, tanto più è probabile che il tempo di fallimento aumenti (Dimitrova & Dimitrov, 2003). Questa strategia avrebbe dovuto indurre cambiamenti nei descrittori EMG su una regione più piccola all'interno della griglia degli elettrodi durante il compito di sospensione, a causa dell'alternarsi dell'eccitazione di gruppi locali di fibre all'interno e tra i muscoli. Tuttavia, i nostri risultati non supportano questa strategia (Figure 17, 18, 19).

Una possibile spiegazione è la richiesta del compito. Per tutte le profondità di presa, il compito di sospensione potrebbe aver imposto il carico dei quattro flessori delle dita. Dato le loro dimensioni ridotte e quindi la relativamente bassa capacità di produrre forza, caricare prevalentemente qualsiasi combinazione di flessori delle dita anziché tutti e quattro contemporaneamente nel corso del compito di sospensione potrebbe portare a un fallimento prematuro. Un'altra possibilità è che la griglia di elettrodi non fosse abbastanza sensibile per rilevare la condivisione differenziale del carico all'interno dei singoli muscoli dell'avambraccio. Questa possibilità risulta improbabile, data l'alta sensibilità delle registrazioni monopolari (Farina et al., 2008) : elaborando gli EMG monopolari, infatti, è stato garantito che sia le fibre profonde che le superficiali contribuissero ai cambiamenti nei descrittori EMG durante il compito di sospensione. Almeno per la regione ventrale coperta dalla nostra griglia, che si estende approssimativamente per 25% della lunghezza dell'avambraccio e 23% della sua circonferenza, sembra improbabile un reclutamento muscolare coerente e alternato.

Una terza possibilità è che il reclutamento alternato richieda un tempo sufficientemente lungo per manifestarsi. È stato interessante osservare che solo per le profondità di presa più grandi, per le quali i soggetti hanno sopportato tempi drasticamente più lunghi (Figura 22), il numero di elettrodi che forniscono cambiamenti più lenti nei descrittori EMG era maggiore nel gruppo Avanzato (Figure 17 e 18). Sebbene la decomposizione dell'EMG potrebbe fornire qualche informazione sul ruolo del reclutamento alternato delle regioni muscolari per la profondità di presa da 30 mm, un'altra strategia potrebbe spiegare la diversa performance tra i gruppi.

Anche se i cambiamenti nei descrittori EMG erano confinati a regioni di dimensioni simili tra i gruppi, questi cambiamenti si sono manifestati in misura diversa. Durante il compito di sospensione, i descrittori EMG sono cambiati più lentamente negli scalatori Avanzati rispetto a quelli Intermedi (Figura 17), indicando che i loro muscoli erano presumibilmente meno inclini alla fatica. I segni precoci di fatica possono essere rilevati monitorando i cambiamenti nell'EMG di superficie dei muscoli contrattili (De Luca, 1984), in termini di ampiezza (ad esempio RMS) e descrittori spettrali (ad esempio MDF). La fatica può essere rilevata monitorando i cambiamenti nell'EMG superficiale dei muscoli coinvolti nell'esercizio. Sia i descrittori RMS che MDF sono stati associati alle manifestazioni mioelettriche della fatica.

Tradizionalmente, un aumento nell'ampiezza del descrittore EMG è stato associato a un aumento della sincronizzazione delle unità motorie (Yao et al., 2000), al reclutamento di unità motorie non affaticate (Garland et al., 1994), alla diminuzione della velocità di conduzione (Dimitrova & Dimitrov, 2003; Mesin et al., 2009) e ai cambiamenti nella forma del potenziale d'azione intracellulare (Lüttgau, 1965). D'altro canto, è stato dimostrato che la MDF è un indice affidabile di fatica all'interno di un muscolo (Petrofsky, 1981), a causa della sua associazione con il decorso temporale dei processi fisiologici e biochimici legati alla fatica all'inizio della contrazione. Durante le contrazioni sostenute, la diminuzione della MDF è causalmente legata alla diminuzione della velocità di conduzione dei potenziali motori sul sarcolemma (Brody et al., 1991), le unità motorie affaticate contribuiscono ad una compressione dello spettro di potenza EMG verso frequenza più basse (Vieira et al., 2010). Evidenze scientifiche indicano che velocità di conduzione più basse nei muscoli portano ad una compressione spettrale delle sEMG, principalmente dovuto alla diminuzione del pH del fluido interstiziale, poiché acido lattico e ioni di idrogeno e potassio (H^+ e K^+) si accumulano durante la contrazione.

In questo studio, sia incrementi che decrementi in RMS e MDF sono avvenuti dall'inizio alla fine del compito di sospensione; tuttavia, questi cambiamenti sono sempre stati più ripidi negli scalatori intermedi per le tre profondità analizzate. Un altro risultato interessante è stata l'associazione osservata tra i cambiamenti nei descrittori spettrali dell'EMG e il tempo fino al fallimento durante il test di sospensione. Cambiamenti più lenti nella MDF sono stati associati a una maggiore resistenza, indipendentemente dalla profondità della tacca considerata. Questo risultato è nuovo e suggerisce che gli scalatori avanzati avevano variazioni ridotte della MDF e quindi, permettendo loro di mantenere la sospensione per un periodo più lungo su diverse profondità della tacca, indicavano quindi maggiori capacità muscolari dell'avambraccio adattate. Inoltre, più piccola è la profondità della tacca, più forte è l'associazione tra la pendenza di MDF e il tempo di fallimento.

La statistica ha mostrato differenze significative nelle dimensioni antropometriche tra i due gruppi di atleti, sia nella direzione longitudinale che nella circonferenza dell'avambraccio a metà lunghezza ($1/2 l_f$) e a $1/4 l_f$. Per questo è stata necessaria una normalizzazione nella matrice di elettrodi differente per il gruppo di atleti avanzati e intermedi. Tale procedura è

stata essenziale per garantire la comparabilità delle immagini 2D, che descrivono i pattern di affaticamento muscolare nello spazio e per confrontarne i parametri del baricentro e numero di canali attivi. Due informazioni convincenti derivano dall'uso di griglie di elettrodi per valutare le manifestazioni mioelettriche di fatica negli scalatori. In primo luogo, nonostante le regioni simili in cui le pendenze di MDF erano più espressive in entrambi i gruppi, questa regione era di piccole dimensioni rispetto alla griglia di elettrodi. I maggiori cambiamenti in MDF sono stati rilevati, in media, da 20 dei 64 elettrodi che coprivano la regione ventrale dell'avambraccio (Figura 18). Ciò indica che le manifestazioni mioelettriche di fatica, indipendentemente dal fatto che si considerino scalatori Intermedi o Avanzati, sono localizzate nell'avambraccio, concentrandosi in posizioni altamente variabili in avambraccio tra i partecipanti diversi - dal secondo al quinto decile lungo la lunghezza dell'avambraccio, ad esempio (Figura 19 e Figura 14). Manifestazioni localizzate di fatica simili sono state riportate anche per altri muscoli (Gallina, 2011; Garland, 1994), sostenendo il valore della rivelazione ad alta densità nel rivelare il sito muscolare più sensibile ai cambiamenti indotti dalla fatica, indipendentemente da dove avvengano tali cambiamenti.

Un secondo problema di rilevanza, che rafforza ulteriormente il valore dell'EMG ad alta densità, è che le pendenze di RMS e MDF erano rappresentate in regioni distinte (figura 24). Questa scoperta fortuita non dipende dal gruppo o dalla profondità della presa: si manifesta in modo consistente per tutti i soggetti e i test (Figura 15 e 21).

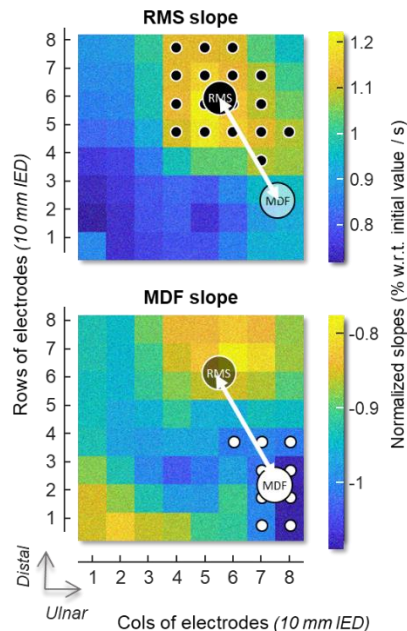


Figura 24: Esempio della distanza tra RMS e MDF per uno degli scalatori evidenziando la distanza tra i baricentri.

Per quanto noto, questo è il primo studio sull'argomento della manifestazione mioelettrica di fatica a riportare la rappresentazione delle pendenze di MDF e RMS in regioni distinte nella griglia. Sarebbe allettante affermare che gli elettrodi che forniscono le pendenze di MDF più elevate coprivano le fibre più affaticate, mentre gli elettrodi che portavano alle pendenze di RMS più alte coprivano regioni in cui venivano reclutate nuove fibre. Qualsiasi tentativo di avanzare una spiegazione plausibile per questa rappresentazione spaziale differenziata di entrambi i descrittori sarebbe troppo speculativo: sono necessari ulteriori studi per affrontare il motivo per cui le regioni dell'avambraccio che forniscono i maggiori aumenti in RMS e le maggiori diminuzioni in MDF non coincidono. Risulta chiaro che, per le condizioni e i soggetti che abbiamo testato, MDF e RMS erano sensibili a eventi di fatica diversi.

7 Conclusioni

In conclusione, si è stato osservato che il tempo di sospensione per gli scalatori Avanzati era il doppio di quello degli scalatori Intermedi, per tutte le profondità di presa (Figura 22). Pertanto, considerando i soggetti che abbiamo testato, è ragionevole affermare che gli adattamenti indotti dall'allenamento erano più espressivi nel gruppo Avanzato che in quello Intermedio. Complessivamente, sembra che l'arrampicata porti a un adattamento unico dei muscoli dell'avambraccio, favorendo la capacità di produrre una forza di flessione delle dita relativamente elevata per periodi più lunghi, un meccanismo probabilmente utile nell'arrampicata su percorsi con appigli piccoli e brevi periodi di riposo. Si potrebbe approfondire lo studio tramite la decomposizione dell'EMG in unità motorie che potrebbe fornire una informazione sul ruolo del reclutamento alternato delle regioni muscolari.

8 Riferimenti

- Amca, A. M., Vigouroux, L., Aritan, S., & Berton, E. (2012). Effect of hold depth and grip technique on maximal finger forces in rock climbing. *Journal of Sports Sciences*, *30*(7), 669–677. <https://doi.org/10.1080/02640414.2012.658845>
- Boccia, G., Pizzigalli, L., Formicola, D., Ivaldi, M., & Rainoldi, A. (2015). Higher Neuromuscular Manifestations of Fatigue in Dynamic than Isometric Pull-Up Tasks in Rock Climbers. *Journal of Human Kinetics*, *47*(1), 31–39. <https://doi.org/10.1515/hukin-2015-0059>
- Brody, L. R., Pollock, M. T., Roy, S. H., De Luca, C. J., & Celli, B. (1991). pH-induced effects on median frequency and conduction velocity of the myoelectric signal. *Journal of Applied Physiology*, *71*(5), 1878–1885. <https://doi.org/10.1152/jappl.1991.71.5.1878>
- Cerone, G. L., & Gazzoni, M. (2017). A wireless, minaturized multi-channel sEMG acquisition system for use in dynamic tasks. *2017 IEEE Biomedical Circuits and Systems Conference (BioCAS)*, 1–4. <https://doi.org/10.1109/BIOCAS.2017.8325129>
- Cerone, G. L., Giangrande, A., Ghislieri, M., Gazzoni, M., Piitulainen, H., & Botter, A. (2022). Design and Validation of a Wireless Body Sensor Network for Integrated EEG and HD-sEMG Acquisitions. *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, *30*, 61–71. <https://doi.org/10.1109/TNSRE.2022.3140220>
- Chaffin, D. B. (1973). Localized muscle fatigue--definiton and measurement. *Journal of Occupational Medicine. : Official Publication of the Industrial Medical Association*, *15*(4), 346–354.
- Cifrek, M., Medved, V., Tonković, S., & Ostojić, S. (2009). Surface EMG based muscle fatigue evaluation in biomechanics. *Clinical Biomechanics*, *24*(4), 327–340. <https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2009.01.010>
- De Luca, C. J. (1979). Physiology and Mathematics of Myoelectric Signals. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, *BME-26*(6), 313–325. <https://doi.org/10.1109/TBME.1979.326534>
- De Luca, C. J. (1984). *Myoelectrical manifestations of localized muscular fatigue in humans. Crit Rev Biomed Eng [Internet]. 11(4):251–79.* <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/6391814>
- Deyhle, M. R., Hsu, H.-S., Fairfield, T. J., Cadez-Schmidt, T. L., Gurney, B. A., & Mermier, C. M. (2015a). Relative Importance of Four Muscle Groups for Indoor Rock Climbing Performance. *Journal of Strength and Conditioning Research*, *29*(7), 2006–2014. <https://doi.org/10.1519/JSC.0000000000000823>
- Deyhle, M. R., Hsu, H.-S., Fairfield, T. J., Cadez-Schmidt, T. L., Gurney, B. A., & Mermier, C. M. (2015b). Relative Importance of Four Muscle Groups for Indoor Rock Climbing

- Performance. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 29(7), 2006–2014. <https://doi.org/10.1519/JSC.0000000000000823>
- Dimitrova, N. A., & Dimitrov, G. V. (2003). Interpretation of EMG changes with fatigue: facts, pitfalls, and fallacies. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 13(1), 13–36. [https://doi.org/10.1016/S1050-6411\(02\)00083-4](https://doi.org/10.1016/S1050-6411(02)00083-4)
- Draper, N., Giles, D., Schöffl, V., Konstantin Fuss, F., Watts, P., Wolf, P., Baláš, J., Espana-Romero, V., Blunt Gonzalez, G., Fryer, S., Fanchini, M., Vigouroux, L., Seifert, L., Donath, L., Spoerri, M., Bonetti, K., Phillips, K., Stöcker, U., Bourassa-Moreau, F., ... Abreu, E. (2015). Comparative grading scales, statistical analyses, climber descriptors and ability grouping: International Rock Climbing Research Association position statement. *Sports Technology*, 8(3–4), 88–94. <https://doi.org/10.1080/19346182.2015.1107081>
- Enoka, R. M. (1995). Mechanisms of muscle fatigue: Central factors and task dependency. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 5(3), 141–149. [https://doi.org/10.1016/1050-6411\(95\)00010-W](https://doi.org/10.1016/1050-6411(95)00010-W)
- España-Romero, V., Ortega Porcel, F. B., Artero, E. G., Jiménez-Pavón, D., Gutiérrez Sainz, Á., Castillo Garzón, M. J., & Ruiz, J. R. (2009). Climbing time to exhaustion is a determinant of climbing performance in high-level sport climbers. *European Journal of Applied Physiology*, 107(5), 517–525. <https://doi.org/10.1007/s00421-009-1155-x>
- Farina, D., Leclerc, F., Arendt-Nielsen, L., Buttelli, O., & Madeleine, P. (2008). The change in spatial distribution of upper trapezius muscle activity is correlated to contraction duration. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 18(1), 16–25. <https://doi.org/10.1016/j.jelekin.2006.08.005>
- Ferguson, R. A., & Brown, M. D. (1997). 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. *European Journal of Applied Physiology*, 76(2), 174–180. <https://doi.org/10.1007/s004210050231>
- Gallina, A., & Botter, A. (2013). Spatial localization of electromyographic amplitude distributions associated to the activation of dorsal forearm muscles. *Frontiers in Physiology*, 4 DEC. <https://doi.org/10.3389/fphys.2013.00367>
- Gallina, A., Merletti, R., & Vieira, T. M. M. M. T. M. M. (2011). Are the myoelectric manifestations of fatigue distributed regionally in the human medial gastrocnemius muscle? *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 21(6), 929–938. <https://doi.org/10.1016/j.jelekin.2011.08.006>
- Garland, S. J., Enoka, R. M., Serrano, L. P., & Robinson, G. A. (1994). Behavior of motor units in human biceps brachii during a submaximal fatiguing contraction. *Journal of Applied Physiology*, 76(6), 2411–2419. <https://doi.org/10.1152/jappl.1994.76.6.2411>

- Grant, S., Hynes, V., Whittaker, A., & Aitchison, T. (1996). Anthropometric, strength, endurance and flexibility characteristics of elite and recreational climbers. *Journal of Sports Sciences*, *14*(4), 301–309. <https://doi.org/10.1080/02640419608727715>
- Koukoubis, T. D., Cooper, L. W., Glisson, R. R., Seaber, A. V., & Feagin, J. A. (1995). An electromyographic study of arm muscles during climbing. *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy*, *3*(2), 121–124. <https://doi.org/10.1007/BF01552388>
- Künzell, S., Balas, J., España-Romero, V., Giles, D., & Legreneur, P. (2021). Editorial: Research in Sport Climbing. In *Frontiers in Psychology* (Vol. 12). Frontiers Media S.A. <https://doi.org/10.3389/fpsyg.2021.752617>
- Laffaye, G., Levernier, G., & Collin, J. M. (2016). Determinant factors in climbing ability: Influence of strength, anthropometry, and neuromuscular fatigue. *Scandinavian Journal of Medicine and Science in Sports*, *26*(10), 1151–1159. <https://doi.org/10.1111/sms.12558>
- López-Rivera, E., González-Badillo, J. J., & España-Romero, V. (2022). Which is the most reliable edge depth to measure maximum hanging time in sport climbers? *Gait and Posture*, *91*, 59–65. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2021.09.200>
- Lüttgau, H. C. (1965). The effect of metabolic inhibitors on the fatigue of the action potential in single muscle fibres. *The Journal of Physiology*, *178*(1), 45–67. <https://doi.org/10.1113/jphysiol.1965.sp007613>
- Macleod, D., Sutherland, D. L., Buntin, L., Whitaker, A., Aitchison, T., Watt, I., Bradley, J., & Grant, S. (2007). Physiological determinants of climbing-specific finger endurance and sport rock climbing performance. *Journal of Sports Sciences*, *25*(12), 1433–1443. <https://doi.org/10.1080/02640410600944550>
- Marco, G., Alberto, B., & Vieira, T. M. (2017). Surface EMG and muscle fatigue: Multi-channel approaches to the study of myoelectric manifestations of muscle fatigue. In *Physiological Measurement* (Vol. 38, Issue 5, pp. R27–R60). IOP Publishing Ltd. <https://doi.org/10.1088/1361-6579/aa60b9>
- Merletti, R., & Cerone, G. L. (2020). Tutorial. Surface EMG detection, conditioning and pre-processing: Best practices. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, *54*, 102440. <https://doi.org/10.1016/j.jelekin.2020.102440>
- Merletti, R., Knaflitz, M., & De Luca, C. J. (1990). Myoelectric manifestations of fatigue in voluntary and electrically elicited contractions. *Journal of Applied Physiology*, *69*(5), 1810–1820. <https://doi.org/10.1152/jappl.1990.69.5.1810>
- Merton, P. A. (1954). Voluntary strength and fatigue. *The Journal of Physiology*, *123*(3), 553–564. <https://doi.org/10.1113/jphysiol.1954.sp005070>
- Michailov, M. L., Baláš, J., Tanev, S. K., Andonov, H. S., Kodejška, J., & Brown, L. (2018). Reliability and Validity of Finger Strength and Endurance Measurements in Rock Climbing. *Research Quarterly for Exercise and Sport*, *89*(2), 246–254. <https://doi.org/10.1080/02701367.2018.1441484>

- Michailov, M. L., Mladenov, L. V., & Schöffl, V. R. (2009). Anthropometric and Strength Characteristics of World-Class Boulderers. *Medicina Sportiva*, 13(4), 231–238. <https://doi.org/10.2478/v10036-009-0036-z>
- Michailov M.L. (2014). Medicina Sportiva WORKLOAD CHARACTERISTIC, PERFORMANCE LIMITING FACTORS AND METHODS FOR STRENGTH AND ENDURANCE TRAINING IN ROCK CLIMBING*. *Medicina Sportiva*. https://www.researchgate.net/publication/281747418_Medicina_Sportiva_WORKLOAD_CHARACTERISTIC_PERFORMANCE_LIMITING_FACTORS_AND_METHODS_FOR_STRENGTH_AND_ENDURANCE_TRAINING_IN_ROCK_CLIMBING
- Mostoufi-Moab, S., Widmaier, E. J., Cornett, J. A., Gray, K., & Sinoway, L. I. (1998). Forearm training reduces the exercise pressor reflex during ischemic rhythmic handgrip. *Journal of Applied Physiology*, 84(1), 277–283. <https://doi.org/10.1152/jappl.1998.84.1.277>
- Philippe, M., Wegst, D., Müller, T., Raschner, C., & Burtscher, M. (2012). Climbing-specific finger flexor performance and forearm muscle oxygenation in elite male and female sport climbers. *European Journal of Applied Physiology*, 112(8), 2839–2847. <https://doi.org/10.1007/s00421-011-2260-1>
- Pitcher, J. B., & Miles, T. S. (1997). INFLUENCE OF MUSCLE BLOOD FLOW ON FATIGUE DURING INTERMITTENT HUMAN HAND-GRIP EXERCISE AND RECOVERY. *Clinical and Experimental Pharmacology and Physiology*, 24(7), 471–476. <https://doi.org/10.1111/j.1440-1681.1997.tb01229.x>
- Soedirdjo, S. D. H., Läubli, T., Wild, P., Martin, B., & Botter, A. (2017). Effect of computer workstation height on EMG distribution over the trapezius muscle. *Gait & Posture*, 57, 33. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2017.07.093>
- Stulen, F. B., & De Luca, C. J. (1978). The relation between the myoelectric signal and physiological properties of constant-force isometric contractions. *Electroencephalography and Clinical Neurophysiology*, 45(6), 681–698. [https://doi.org/10.1016/0013-4694\(78\)90137-2](https://doi.org/10.1016/0013-4694(78)90137-2)
- Thio-Pera, A., De Carlo, M., Manzoni, A., D’Elia, F., Cerone, G. L., Putame, G., Terzini, M., Gazzoni, M., Bignardi, C., & Vieira, T. (2022). Are the forearm muscles excited equally in different, professional piano players? *PLOS ONE*, 17(3), e0265575. <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0265575>
- Troiano, A., Naddeo, F., Sosso, E., Camarota, G., Merletti, R., & Mesin, L. (2008). Assessment of force and fatigue in isometric contractions of the upper trapezius muscle by surface EMG signal and perceived exertion scale. *Gait & Posture*, 28(2), 179–186. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2008.04.002>
- Usaj, A. (2002). DIFFERENCES IN THE OXYGENATION OF THE FOREARM MUSCLE DURING ISOMETRIC CONTRACTION IN TRAINED AND UNTRAINED SUBJECTS. *Cell Mol Biol Lett.* ;7(2):375–7.

- van Beek, N., Stegeman, D. F., van den Noort, J. C., (H.E.J.) Veeger, D., & Maas, H. (2018). Activity patterns of extrinsic finger flexors and extensors during movements of instructed and non-instructed fingers. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 38, 187–196. <https://doi.org/10.1016/j.jelekin.2017.02.006>
- Vieira, T. M. M., Merletti, R., & Mesin, L. (2010). Automatic segmentation of surface EMG images: Improving the estimation of neuromuscular activity. *Journal of Biomechanics*, 43(11), 2149–2158. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2010.03.049>
- Vigouroux, L., & Quaine, F. (2006a). Fingertip force and electromyography of finger flexor muscles during a prolonged intermittent exercise in elite climbers and sedentary individuals. *Journal of Sports Sciences*, 24(2), 181–186. <https://doi.org/10.1080/02640410500127785>
- Vigouroux, L., & Quaine, F. (2006b). Fingertip force and electromyography of finger flexor muscles during a prolonged intermittent exercise in elite climbers and sedentary individuals. *Journal of Sports Sciences*, 24(2), 181–186. <https://doi.org/10.1080/02640410500127785>
- Viitasalo, J. H. T., & Komi, P. V. (1977). Signal characteristics of EMG during fatigue. *European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology*, 37(2), 111–121. <https://doi.org/10.1007/BF00421697>
- Watanabe, K., Kouzaki, M., & Moritani, T. (2012). Task-dependent spatial distribution of neural activation pattern in human rectus femoris muscle. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 22(2), 251–258. <https://doi.org/10.1016/j.jelekin.2011.11.004>
- Watanabe, K., Vieira, T. M., Gallina, A., Kouzaki, M., & Moritani, T. (2021). Novel Insights into Biarticular Muscle Actions Gained from High-Density Electromyogram. *Exercise and Sport Sciences Reviews*, 49(3), 179–187. <https://doi.org/10.1249/JES.0000000000000254>
- Watts, P. B., Daggett, M., Gallagher, P., & Wilkins, B. (2000). Metabolic Response During Sport Rock Climbing and the Effects of Active Versus Passive Recovery. *International Journal of Sports Medicine*, 21(3), 185–190. <https://doi.org/10.1055/s-2000-302>
- Watts, P. B., & Jensen, R. L. (2003). Reliability of Peak Forces During a Finger Curl Motion Common in Rock Climbing. *Measurement in Physical Education and Exercise Science*, 7(4), 263–267. https://doi.org/10.1207/S15327841MPEE0704_4
- Yao, W., Fuglevand, R. J., & Enoka, R. M. (2000). Motor-Unit Synchronization Increases EMG Amplitude and Decreases Force Steadiness of Simulated Contractions. *Journal of Neurophysiology*, 83(1), 441–452. <https://doi.org/10.1152/jn.2000.83.1.441>

Ringraziamenti

Vorrei porgere un ringraziamento ai miei stimati relatori, il Prof. Taian Martins Vieira e la Prof.ssa Beatriz Bachero Mena, per avermi supportata nello svolgimento del lavoro con la vostra competenza e umanità.

Un ulteriore ringraziamento va ai ragazzi della palestra B-side Climbing Village. La vostra passione e dedizione ha trasformato la scalata da semplice sport a una vera avventura di crescita personale.

Ringrazio ad ognuno di voi, per aver contribuito in modo unico a questo percorso di conoscenza e crescita.