



**Politecnico
di Torino**

Politecnico di Torino

Corso di Laurea Magistrale in Ingegneria Biomedica

A.A. 2023/2024

Sessione di Laurea Luglio 2024

**Determinanti di fatica
neuromuscolare negli estensori di
ginocchio in resistance training
tradizionale e autoregolato**

Relatori:

Prof. Taian Martins Vieira

Prof. Antonio Dello Iacono

Candidati:

Lorenzo Rattalino S300958

ABSTRACT

INTRODUCTION:

The Autoregulation Rest Redistribution Training (ARRT) is a cluster-set resistance training method in which the resistance training structure is personalised according to an individual autoregulation target. Specifically, the number of clusters, repetitions per cluster and between-cluster rest intervals are dynamically adjusted to mitigate the within-session fatigue causing a decay of resistance training performance. While emerging evidence points to the superior performance effects of the ARRT method compared to traditional (TRA) resistance training methods, the underpinning neuromuscular fatigue mechanisms remain unexplored. Therefore, the aim of this study was to compare the effects of TRA and ARRT approaches on mechanical outputs and electromyographic responses during isokinetic contraction tasks.

METHODS:

Eighteen male subjects (Age: 28 ± 6 years; weight: 87.6 ± 14.4 Kg; height: 180.9 ± 6.9 cm) performed two experimental sessions in a randomized order. Both sessions consisted of 24 isokinetic single-leg extension repetitions, executed in concentric mode at a speed of $60 \text{ degrees} \cdot \text{s}^{-1}$ and performed according to two training configurations: traditional (TRA) - 3 sets of 8 repetitions with 120s interset rest; ARRT - a personalized combination of clusters, repetitions per cluster, and between-cluster rest regulated upon a 20% peak torque loss threshold from the first repetition. Work outputs were recorded repetition-by-repetition. Surface electromyograms (EMG) were recorded from the Vastus Medialis (VM), Rectus Femoris (RF) and Vastus Lateralis (VL) muscles, at both the proximal and distal portions. For each movement cycle, the mean frequency (MNF) of the EMG spectrum was computed according to the Choi-Williams time-frequency analysis. Then, changes in MNF across repetitions were considered to assess how prone the muscles were to fatigue: the myoelectric manifestation of muscle fatigue (MMF). The effects of TRA and ARRT on work outputs and EMG responses were investigated using linear mixed-effect models.

RESULTS:

A significant interaction between protocol and repetition was found on work loss ($0.41 \% \cdot \text{repetition}^{-1}$, $p < 0.001$) indicating that TRA induced greater work loss per repetition compared to ARRT. Regarding the myoelectric manifestations of fatigue different results were obtained depending on the muscle and the portion observed.

CONCLUSION:

The ARRT method showed a lower work loss in the training session, meaning that it can be preferred to have a better performance in training. This difference may have stemmed from motivational factors. The ARRT approach resulted in higher or lower myoelectric manifestation of fatigue depending on the muscle observed. The higher motivation could lead to a higher muscle activation and a consecutive higher MMF. It is therefore possible that the ARRT protocol can lead to a stress-benefit ratio for some muscles. The different head behaviour could be caused by a specific muscle recruitment that depends on the condition of the contraction. To better understand the ARRT method effects on work loss, MMF and its possible stress-benefit ratio more studies are needed. Future studies should observe different types of contractions, or exercises, and high-density sEMG could lead to a better understanding of muscle recruitment in different conditions.

INTRODUZIONE:

L'Autoregulation Rest Redistribution Training (ARRT) è un protocollo di resistance training a cluster-set in cui la struttura di allenamento si personalizza in base ad un obiettivo di autoregolazione individuale. Nello specifico il numero di cluster, ripetizioni per cluster e recupero tra cluster si modifica dinamicamente per ridurre la fatica all'interno della sessione ed evitare la riduzione delle performance. Nonostante sia stata riportata una performance superiore con il metodo ARRT rispetto a quelli tradizionali (TRA) i meccanismi di fatica neuromuscolare rimangono inesplorati. Di conseguenza, l'obiettivo di questo studio è comparare gli effetti degli approcci ARRT e TRA sull'output meccanico e sull'elettromiografia durante contrazioni isocinetiche.

MATERIALI E METODI:

Diciotto uomini (Età: 28 ± 6 anni; massa corporea: 87.6 ± 14.4 Kg; altezza: 180.9 ± 6.9 cm) hanno partecipato a due sessioni sperimentali in ordine casuale. Entrambe le sessioni consistevano di 24 ripetizioni leg-extension monolaterale isocinetica, eseguite in modalità concentrica-concentrica alla velocità di $60 \text{ gradi} \cdot \text{s}^{-1}$ e strutturate in due configurazioni: tradizionale (TRA) – 3 serie da 8 ripetizioni con 120s di recupero tra le serie; ARRT – una combinazione personalizzata di cluster, ripetizioni per cluster e recupero tra cluster regolati in base ad una perdita di picco di momento superiore al 20% della prima ripetizione. Gli output di lavoro sono stati misurati ripetizione per ripetizione. Segnali di elettromiografia di superficie (EMG) sono stati prelevati dal vasto mediale (VM), retto femorale (RF) e vasto laterale (VL), sia in posizione distale che prossimale. Per ogni ciclo di movimento la frequenza media dello spettro EMG (MNF) è stata calcolata a partire dalla trasformata di Choi-Williams. La variazione della MNF nelle ripetizioni è stata utilizzata per valutare la fatica muscolare: una manifestazione mioelettrica di fatica (MMF). Gli effetti dei metodi TRA e ARRT sull'output di lavoro e sull'EMG sono stati osservati tramite modelli lineari a effetti misti.

RISULTATI:

Nel caso della perdita di lavoro è stata osservata un'interazione significativa ($0.41 \% \cdot \text{ripetizione}^{-1}$, $p < 0.001$) indicando che il metodo TRA porta ad una maggiore perdita di lavoro per ripetizione rispetto all'ARRT. Dai modelli applicati alla MNF si sono osservati risultati diversi in base al muscolo e alla porzione considerata.

CONCLUSIONI:

Il metodo ARRT ha mostrato una minore perdita di lavoro, può, quindi, essere preferito per ottenere una migliore performance in allenamento. Ciò potrebbe originare da fattori motivazionali. Il protocollo ARRT ha mostrato superiori o inferiori MMF in base al muscolo e alla porzione osservata. È possibile che la maggiore motivazione porti ad una maggiore attivazione muscolare con conseguente maggiore MMF. Potrebbe, quindi, esistere un rapporto stress-beneficio nell'utilizzo del protocollo ARRT. Il diverso comportamento dei tre capi muscolari potrebbe derivare dal fatto che questi vengono reclutati differientemente in base alle caratteristiche della contrazione. Per comprendere al meglio gli effetti del protocollo ARRT sulla perdita di lavoro, sulle MMF e sulle diverse attivazioni muscolari sono necessari ulteriori studi. Questi dovrebbero concentrarsi sullo studiare diversi tipi di contrazione, o esercizi, e l'utilizzo dell'elettromiografia ad alta densità potrebbe permettere una migliore comprensione delle attivazioni muscolari.

SOMMARIO

Abstract	2
Introduzione.....	5
Stato dell'arte.....	7
Resistance Training.....	7
Fisiologia del muscolo	10
EMG	13
Prelievo del segnale.....	13
Parametri calcolabili.....	14
Variazioni del segnale EMG	20
Materiali e metodi	22
Soggetti.....	22
Protocollo sperimentale	22
Strumentazione	26
Macchinario isocinetico.....	26
Posizionamento degli elettrodi e acquisizione EMG	26
DAQ board	28
Software	29
Elaborazione Dati	30
Analisi statistica.....	35
Risultati	37
Discussione e Conclusioni	42
Bibliografia.....	45

INTRODUZIONE

La fatica muscolare può essere definita come una riduzione acuta della performance, ed è associata sia ad un maggiore percezione di fatica che ad un'incapacità di generare la forza voluta (1). La fatica può quindi essere quantificata tramite dei parametri come la perdita di lavoro, di velocità o di forza, oppure soggettivamente tramite una scala di percezione del rating of fatigue (ROF) (2). Di conseguenza, ad eccezione delle percezioni del soggetto, fino a che non si manifesta una perdita di forza, o in generale di performance, non potremmo affermare che sia presente affaticamento. Ciononostante, i meccanismi che portano alla fatica, come l'accumulo di metaboliti prodotti dalla contrazione muscolare, avvengono contemporaneamente alla contrazione (3). Al contrario, tramite elettromiografia di superficie si è in grado di osservare manifestazioni di fatica prima della riduzione di performance. Dalla letteratura scientifica è noto che il segnale EMG si modifica al variare della contrazione muscolare e della fatica. Nello specifico, durante una contrazione isometrica a forza costante si ha una compressione dello spettro del segnale verso le basse frequenze, con conseguente riduzione dei parametri di frequenza media (MNF) e mediana (4). Tramite il segnale elettromiografico è quindi possibile studiare queste manifestazioni mioelettriche di fatica mentre la performance rimane inalterata. Questo è possibile anche in contrazioni dinamiche, con la differenza che la prestazione viene osservata con dei descrittori spazio-temporali, come durata e RoM, invece che forza. Tuttavia, in una contrazione dinamica il segnale EMG non risulta stazionario in senso lato neanche per brevi finestre (0.5-2 s). Di conseguenza, si dovrebbero utilizzare finestre molto brevi, andando però a peggiorare la risoluzione spettrale siccome questa dipende dalla lunghezza della finestra. In questo caso è necessario utilizzare altri metodi, noti come tempo-frequenza, in cui si ottiene una stima dello spettro per ogni istante di campionamento senza dover segmentare il segnale. È quindi possibile calcolare parametri del dominio della frequenza, come la frequenza media, per ogni istante temporale con risoluzione spettrale sufficientemente elevata (5).

Dalla letteratura è noto come il resistance training (RT) porti miglioramenti alla salute generale di chi lo esegue riducendo, ad esempio, il rischio di diabete, cancro, malattie cardiache e aumentando l'aspettativa di vita (6,7). Nel caso degli atleti, invece, funge anche da mezzo per il miglioramento della performance. Nello specifico si evince una correlazione tra forza e gesti come salti e cambi di direzione (8). Di conseguenza, anche atleti che non hanno come obiettivo principale il sollevamento di carichi elevati o una marcata ipertrofia dovrebbero effettuare resistance training. Di frequente le sessioni di RT vengono definite utilizzando come riferimento l'1RM dell'atleta e con schemi fissi (9). Questi includono parametri di allenamento predeterminati e rigidi riguardanti l'intensità dell'esercizio, volume di lavoro ed il come lo stesso è prescritto in termini di serie, ripetizioni ed intervalli di recupero tra serie e ripetizioni. Ad esempio, 8x1 @90% significa che vengono eseguite otto serie da una ripetizione con un carico pari al 90% del massimale. Tuttavia, questa strategia non consente una completa personalizzazione del programma. Infatti, la forza massima può variare giornalmente (10) e dipende da molti fattori anche extra-allenamento come alimentazione (11) e riposo (12).

In questo contesto, i metodi di allenamento autoregolato sono stati concettualizzati appositamente per poter adattare la sessione di allenamento sia alle esigenze dell'atleta, che alle fluttuazioni delle capacità di allenamento nella giornata. Osservando le review presenti in letteratura si può dedurre che queste tecniche portino a risultati paragonabili agli schemi fissi per quanto riguarda l'allenamento della forza (13,14).

Nel caso degli atleti, è obiettivo comune quello di evitare condizioni affaticanti eccessive. Infatti, un eccessivo volume e intensità di allenamento, specialmente se associati a non adeguato riposo e ulteriori stress esterni, possono portare ad una condizione di overtraining (15). Nello specifico, si è osservato come il RT ad alti livelli possa

portare ad una condizione di overreaching non funzionale. Tuttavia, non è stato osservato in letteratura un vero raggiungimento dell'overtraining soltanto tramite RT, per quanto sia probabilmente possibile per atleti professionisti (16). Di conseguenza, in tutti gli atleti bisognerebbe cercare un corretto compromesso tra parametri allenanti e affaticamento del soggetto.

Tra i metodi di allenamento alternativi a schemi fissi come indicato precedentemente, i cluster set (CS) nascono appositamente per cercare di ridurre la fatica del soggetto all'interno della sessione di allenamento. Dalle review presenti in letteratura si deduce che questi metodi permettono miglioramenti di forza, potenza, ipertrofia muscolare, salto verticale paragonabili, o addirittura superiori, agli schemi tradizionali (17–19). Tuttavia, bisogna segnalare che sono presenti risultati contrastanti riguardo alla necessità di raggiungere il cedimento muscolare, ovvero l'incapacità di eseguire ulteriori ripetizioni, per permettere miglioramenti di forza e ipertrofia. Infatti, secondo alcuni studi il cedimento andrebbe raggiunto (20), mentre in altri non vengono riportate differenze statisticamente significative tra allenamenti con o senza cedimento (21).

Di recente, la metodologia Autoregulated Rest Redistribution Training (ARRT) è stata concettualizzata appositamente per combinare i benefici degli allenamenti autoregolati e a cluster. È quindi possibile adattare in maniera dinamica un allenamento a cluster set, attraverso continue iterazioni che permettono di modulare il numero di ripetizioni per cluster, il numero di cluster e gli intervalli di recupero tra cluster fino al completamento del volume totale di lavoro. Evidenza scientifica sembra indicare che tale approccio permetta di affaticare il soggetto in maniera inferiore, personalizzando l'allenamento in base alla condizione giornaliera. Per applicarla è necessario definire alcuni parametri di allenamento come carico, numero di ripetizioni totali e recupero totale. Inoltre, bisogna anche scegliere un parametro di autoregolazione e un suo valore di soglia. Il parametro utilizzato può essere sia soggettivo che oggettivo. L'idea dello schema è eseguire quante più ripetizioni possibile rispettando la soglia. Per esempio, si può utilizzare come parametro lo sforzo percepito e misurato con scala RPE secondo una soglia predeterminata. Eseguita la prima serie viene definito un valore di ripetizioni target pari a quelle eseguite meno uno. Tutte le serie successive saranno composte dal numero target di ripetizioni fino ad arrivare al numero totale di ripetizioni prestabilito. Il recupero viene distribuito ugualmente tra tutte le serie in base al loro numero. Un esempio più dettagliato è presente nella sezione "Materiali e Metodi".

L'obiettivo di questo studio è confrontare gli effetti di uno schema di allenamento tradizionale e del metodo ARRT sulla capacità di lavoro meccanico e sulla compressione spettrale dei segnali EMG in un esercizio di leg-extension isocinetico. Da studi precedenti in cui si confrontano gli schemi è noto che gli uomini beneficiano maggiormente del metodo ARRT (22) e si evincono differenze statisticamente significative tra i due metodi (22,23). Nello specifico è stato osservato come ci fosse una minore perdita di velocità utilizzando lo schema ARRT, rispetto agli schemi fissi, negli esercizi di panca piana e back squat. In questo studio, l'utilizzo dell'elettromiografia di superficie permette di ottenere ulteriori informazioni riguardo alle manifestazioni mioelettriche di fatica. Inoltre, l'utilizzo di un macchinario isocinetico si differenzia dalla panca piana e dal back squat analizzati nei casi precedenti. Di conseguenza, risulta difficile prevedere come si distribuiranno le ripetizioni nello schema ARRT. Se le ripetizioni si distribuissero in più serie rispetto al caso tradizionale, come negli studi precedenti, si ipotizza una manifestazione mioelettrica di fatica meno espressiva, sia per la singola serie sia complessivamente, visto il possibile minor accumulo di metaboliti all'interno del muscolo. Analogamente si ipotizza che i parametri di output meccanico seguano l'andamento dei casi precedenti, essendo quindi superiori rispetto al metodo tradizionale.

STATO DELL'ARTE

Resistance Training

L'Organizzazione Mondiale della Sanità (OMS), consiglia per gli adulti almeno 150-300 minuti di attività fisica ad intensità moderata, o 75-150 minuti ad intensità vigorosa, a settimana (24). Nonostante l'OMS suggerisca anche di effettuare resistance training per ottenere benefici aggiuntivi, comunemente si associa alla salute solo l'attività aerobica. Tuttavia, è stato osservato come effettuare resistance training (RT) permetta miglioramenti non solo dal punto di vista della massa muscolare (25) ma anche della salute generale (6). In un recente studio pubblicato sul "British Journal of Sport Medicine" viene osservato come l'attività fisica contro resistenze sia inversamente correlata a diverse patologie (7). Si è notato che aspettativa di vita, cancro, e malattie cardiovascolari sono relazionate con il resistance training tramite una curva a J. La massima riduzione del rischio, approssimativamente del 10-20%, è presente con 30-60 minuti a settimana. Tempi inferiori e superiori portano ad una minore riduzione del rischio. Tuttavia, con tempi superiori ai 140 minuti a settimana è presente un rischio superiore rispetto alla condizione di nessun allenamento. Si ipotizza che quindi possa esistere una dose ottima di resistance training. Per queste patologie il minore rischio è presente con 30-60 minuti a settimana. Invece, per il diabete si ha una relazione ad L, per cui il rischio diminuisce più lentamente oltre i 60 minuti di attività per settimana. Nonostante altri studi debbano essere effettuati per comprendere meglio queste relazioni possiamo affermare che anche il resistance training contribuisca ai miglioramenti della salute e prevenzione di malattie cronico-degenerative.

Nel caso di atleti il resistance training ha un ruolo preciso: permettere loro una migliore performance. Si è infatti notato come una maggiore forza fosse correlata con una migliore performance in gesti come salti e cambi di direzione (8). Di conseguenza, la forza andrebbe allenata anche se l'atleta non ha come obiettivo principale il sollevamento di carichi elevati.

Spesso i protocolli di allenamento vengono forniti con schemi fissi e carichi definiti in base ad una percentuale del 1 Repetition Maximum (1RM). Per 1RM si intende il massimo carico con cui il soggetto riesce ad eseguire una ripetizione per un dato esercizio. Di conseguenza, la sessione di allenamento presenta una struttura non modificabile in cui sono definite a priori il numero di ripetizioni, il numero di serie e il recupero tra le serie. Queste tipologie di allenamento vengono consigliate da diverse organizzazioni, come la "American College of Sports Medicine" (ACSM) (9), e sono definite come tradizionali. Tuttavia, utilizzare come unico riferimento l'1RM non permette una completa personalizzazione sul soggetto allenato. Infatti, soggetti diversi a parità di percentuale di carico riescono ad eseguire un diverso numero massimo di ripetizioni (26). Inoltre, la forza esprimibile da un soggetto dipende da molti fattori come alimentazione (11), riposo (12) e può variare giornalmente (10). Di conseguenza, in questi schemi non si considera il soggetto allenato, si utilizza come riferimento un parametro variabile e non si considerano le condizioni giornaliere di forza. Le stesse linee guida stilate dalla ACSM sono state criticate in quanto basati su scarsa evidenza scientifica e soggetti al bias degli autori. In un articolo Fisher et al. (20), partendo dalla critica al testo dell'ACSM, cerca di riassumere le evidenze scientifiche riguardo al resistance training. Dall'articolo si evince come eseguire allenamenti fino a cedimento meccanico, ovvero l'incapacità di eseguire ulteriori ripetizioni, porti maggiori guadagni a livello di forza e potenza. Tuttavia, sono anche riportati studi in cui viene evidenziato come allenarsi a cedimento non porti a differenze statisticamente significative. Secondo una meta-analisi più recente il cedimento meccanico non è necessario per indurre maggiori miglioramenti, ma non va necessariamente evitato (21). Si può quindi affermare che attualmente non si ha la certezza che il cedimento sia necessario per portare a miglioramenti nel guadagno della forza e dell'ipertrofia. Ciononostante, negli atleti bisogna trovare un corretto bilancio tra stimoli forniti e capacità di recupero. Dalla

collaborazione della "American College of Sports Medicine" e del "European College of Sports Science" è stato pubblicato un articolo che definisce e descrive le condizioni di overreaching, overtraining e come evitarle (15). A causa dell'elevata intensità di allenamento, anche non RT, si può incorrere in periodi in cui si ha una riduzione di performance. Se il tempo necessario per recuperare è dell'ordine di giorni/settimane, allora si parla di una condizione di overreaching funzionale (FOR). Invece, se il tempo di recupero è di settimane/mesi si è in una condizione di overreaching non funzionale (NFOR). Mentre in alcuni casi raggiungere una condizione di FOR può permettere miglioramenti della prestazione dell'atleta, il NFOR andrebbe evitato a causa del non corretto e/o completo recupero durante una fase di allenamento intenso. Infine, se la decrescita di performance necessita di mesi per recuperare si parla di sindrome da overtraining (OTS). Di conseguenza, gli allenamenti, il recupero e altri stress esterni, come ad esempio quelli psicologici, devono essere correttamente bilanciati per poter permettere all'atleta un continuo miglioramento.

Partendo dall'ipotesi che un elevato grado di fatica e il cedimento meccanico non sono necessari per ottimizzare gli effetti dell'allenamento con sovraccarichi, sono state introdotte le tecniche di allenamento cluster-set (CS). Il principio su cui si basano è utilizzare brevi recuperi intra-serie tra gruppi di ripetizioni. Ad esempio, uno schema di allenamento tradizionale potrebbe essere 4x6 con 1-3 minuti di recupero inter-serie. Invece, un allenamento CS potrebbe essere 4x(2x3) utilizzando 15-45 s di recupero intra-serie, seguito poi da un recupero inter-serie. A partire da questa base molte altre varianti del CS sono utilizzate, come la redistribuzione del recupero o il *respause* (18). Diversi studi hanno dimostrato, confrontando tecniche di allenamento tradizionali e CS, come si abbiano simili miglioramenti di forza permettendo un minore affaticamento nella sessione di allenamento (17,18). Tuttavia, gli allenamenti a cluster non permettono comunque una completa personalizzazione del programma in quanto riflettono anch'essi schemi fissi non modificabili o adattabili alle esigenze del singolo atleta (8-10). Le tecniche autoregolate nascono appositamente per permettere un adattamento del programma di allenamento in base al soggetto e alle sue fluttuazioni giornaliere di forza. Il principio su cui si basano queste tecniche è la modifica dei diversi parametri allenanti, come volume, carico e recupero, all'interno della sessione di allenamento. I metodi di allenamento si possono suddividere in soggettivi e oggettivi. Nei primi si utilizza come criterio di autoregolazione la fatica o lo sforzo percepito dal soggetto allenato, ad esempio sfruttando la scala RPE o le ripetizioni in riserva (RIR). Nei secondi si osservano dei parametri oggettivi come la velocità del gesto o la potenza meccanica; tuttavia, è necessaria strumentazione specifica per poterli misurare. Ad esempio, nel *velocity based training* (VBT) si utilizzano accelerometri o trasduttori lineari (13,14).

La metodologia *Autoregulated Rest Redistribution Training* (ARRT) nasce appositamente per beneficiare dei vantaggi degli allenamenti a cluster e autoregolati. Questa tecnica può essere utilizzata sia con un metodo di autoregolazione soggettivo, come l'RPE, o oggettivo, come la perdita di velocità. I parametri di allenamento da definire sono: carico utilizzato, numero di ripetizioni totali e recupero totale. Infine, bisogna definire una soglia del parametro di autoregolazione, ad esempio RPE 8 o perdita di velocità del 20% rispetto alla prima ripetizione. Il recupero viene poi distribuito in diverse serie in base a quante ripetizioni sono state eseguite rispettando il parametro di autoregolazione. Di conseguenza, rispetto ad altre tecniche autoregolate, i parametri di allenamento non variano e si modifica solo il numero di serie in cui si distribuiscono le ripetizioni totali. Una descrizione più dettagliata del metodo ARRT è presente nella sezione "Materiali e Metodi".

Sono stati pubblicati due studi in cui il metodo ARRT viene utilizzato. Nel primo è stato effettuato un confronto tra due schemi di allenamento tradizionale ed ARRT (23). I due esercizi analizzati sono le distensioni su panca piana con bilanciere, anche semplicemente chiamato panca piana, ed il back squat. Gli schemi utilizzati erano: uno

schema tradizionale (TRA) 3x8, uno schema interset rest redistribution (IRR) 6x4 e uno schema ARRT con 24 ripetizioni totali. Ad ogni sessione di allenamento è stato eseguito uno schema diverso, ma con identico volume, carico e recupero totale. Nel caso dello schema ARRT, il metodo di autoregolazione utilizzato è basato sulla perdita di velocità concentrica, con soglia fissata al 20% rispetto alla prima ripetizione eseguita. Dai risultati si evince che la tecnica ARRT permette una minore perdita di velocità e minore fatica percepita da parte dell'atleta.

Nel secondo studio vengono osservate le interferenze tra atleti di sesso maschile e femminile e l'utilizzo dello schema ARRT in confronto con un metodo tradizionale (22). Ventiquattro soggetti, dodici di sesso maschile e dodici di sesso femminile, hanno eseguito due sessioni di allenamento. Una sessione con metodo tradizionale 3x8 e una con metodo ARRT a 24 ripetizioni. L'esercizio studiato è la panca piana e anche in questo caso carico, volume e recupero sono identici in entrambi gli schemi. Il parametro utilizzato nello schema autoregolato è la perdita di velocità del 20% rispetto alla prima ripetizione. Prima e dopo ogni sessione di allenamento viene eseguito un test isometrico di chest press per valutare la fatica neuromuscolare post-allenamento. Ulteriori parametri misurati e analizzati sono la fatica percepita e la perdita di velocità. Dai risultati si evince come il metodo ARRT permetta di ridurre la perdita di velocità e la fatica percepita rispetto ad un allenamento tradizionale. Tuttavia, lo schema autoregolato presenta maggiori benefici per gli atleti di sesso maschile. Le cause precise di questa differenza non sono note solo con i dati raccolti dallo studio.

Fisiologia del muscolo

L'obiettivo di questo capitolo è introdurre come avviene una contrazione muscolare, in modo da poter comprendere cosa viene osservato tramite segnale elettromiografico.

La più piccola unità funzionale di un muscolo è l'unità motoria (UM), composta da un motoneurone alfa e dalle fibre muscolari da esso innervate. Quando un motoneurone viene eccitato si ha la propagazione di un potenziale elettrico lungo il suo assone fino alla placca motrice di ogni fibra muscolare. A questo livello, si ha una trasduzione del segnale da elettrico a chimico tramite rilascio di acetilcolina, che a sua volta genera all'interno della fibra muscolare un potenziale d'azione (AP). Il potenziale d'azione è associato ad una corrente ionica entrante nelle fibre muscolari che permette la contrazione tramite il rilascio di ioni Ca^{2+} dal reticolo sarcoplasmatico (RS) all'interno delle fibre. Questo processo presenta un fenomeno di feedback positivo e viene chiamato "Calcium Induced Calcium Release" (CICR). Al termine della contrazione gli ioni calcio ritornano all'interno del reticolo sarcoplasmatico.

A causa della depolarizzazione nella placca motrice, si generano degli spostamenti ionici nell'intorno del punto di depolarizzazione, depolarizzando anche le porzioni adiacenti della fibra muscolare. Come conseguenza la corrente di membrana si propaga lungo la fibra in entrambe le direzioni a partire dalla placca motrice, con velocità di conduzione (CV) nel range 3-6 m/s (27), andando poi ad estinguersi a livello dei tendini [Figura 1].

Il modello di Rosenfalck permette di descrivere questo fenomeno. La componente propagante del segnale può essere descritta come un tripolo di corrente che si sposta lungo la fibra in direzione dei tendini partendo dalla placca motrice. La componente negativa indica la corrente entrante nel muscolo e quella positiva la componente uscente. Il tripolo propaga lungo la fibra fino al tendine dove si ha conducibilità nulla. Come conseguenza il primo polo positivo e il polo negativo si sommano generando un singolo polo negativo più piccolo. Si ha allora un dipolo, invece di un tripolo, fino a che i due poli rimasti non si sommano nuovamente annichilendosi [Figura 1] (28).

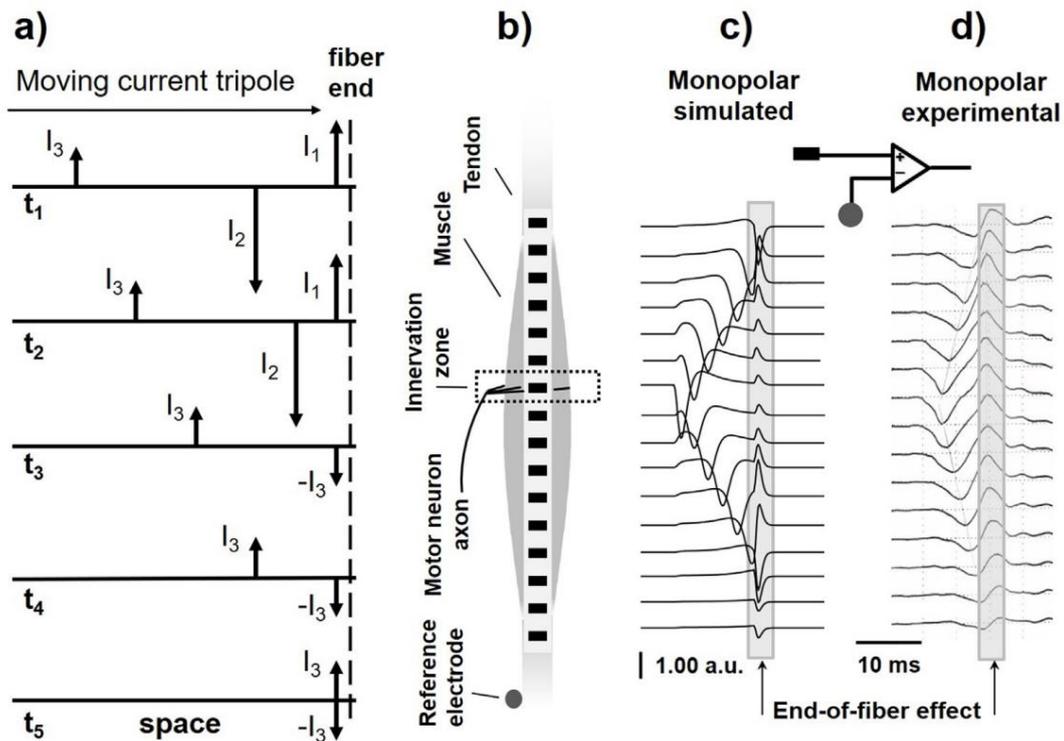


Figura 1-Modellizzazione della corrente di transmembrana ed effetto di fine fibra. A) Modello di un tripolo di corrente per una singola fibra. B) Simulazione delle UM. C) Simulazione di un segnale monopolare. D) Segnale monopolare sperimentale. Immagine presa da (29)

Le fibre muscolari possono essere classificate in base al loro tipo: SO, FG o FOG. Le prime presentano un metabolismo ossidativo, potendo generare poca forza e con twitch lenti, ma risultando poco affaticabili. Le seconde hanno un metabolismo glicolitico, permettendo la generazione di molta forza in brevi tempi, ma risultando rapidamente affaticabili. L'ultima tipologia presenta un metabolismo misto glicolitico ossidativo e caratteristiche a metà tra le altre tipologie, sia per quanto riguarda forza che faticabilità. Tutte le fibre che compongono una UM sono della stessa tipologia.

Per generare una certa forza viene reclutato un determinato numero di UM da parte del Sistema Nervoso Centrale (SNC). Nel caso in cui la richiesta di forza cresca lentamente nel tempo viene seguito il principio di Hennemann per cui vengono prima reclutate le UM più piccole, quindi deboli e non affaticabili, e solo quando sono richiesti maggiori sforzi vengono reclutate anche le UM più grandi e affaticabili. Il reclutamento delle UM è stato modellizzato da Fuglevand (30) nei seguenti criteri:

- Se la forza richiesta supera una certa soglia, diversa per ogni UM, allora quella UM comincia a sparare;
- Una UM reclutata comincia a sparare con una frequenza iniziale che cresce linearmente all'aumentare della forza richiesta, fino ad arrivare ad un valore di saturazione;
- Gli intervalli tra gli spari della stessa UM non sono fissi ma si ha una certa variabilità.

Per fatica si intende l'incapacità nel continuare a generare una determinata forza, e più in generale una diminuzione della performance. La fatica può essere divisa in due tipologie: periferica e centrale. La prima si riferisce a tutte le strutture al di sotto del midollo spinale e influenza la capacità di generare forza da parte delle UM. Durante una contrazione a causa della pressione intramuscolare i vasi sanguigni vengono schiacciati riducendo l'afflusso di sangue nel muscolo. Questo porta ad una ischemia locale per cui i metaboliti prodotti dal meccanismo di contrazione muscolare si accumulano. Tra i prodotti di scarto è presente l'acido lattico e l'accumulo

di ioni H^+ nel muscolo porta ad una diminuzione del pH. A causa della variazione del pH durante una contrazione affaticante si può osservare una diminuzione della CV. La minore quantità di ioni Ca^{2+} nel RS è stata anche associata ai fenomeni di fatica periferica. Si potrebbe avere fatica periferica a livello della placca motrice in caso di mancata presenza di acetilcolina, ma in condizioni fisiologiche questo non accade.

Al contrario, la fatica centrale è legata alle strutture del cervello e del midollo spinale e influenza il reclutamento delle UM. Le modifiche più comuni che sono state osservate sono variazioni della frequenza di sparo (FR) delle UM, aumento della sincronizzazione delle UM e maggiore variabilità dell'intervallo tra spari (Inter-Spike Interval, ISI). Queste variazioni permettono di continuare a generare la forza richiesta nonostante l'affaticamento delle UM (28).

EMG

L'obiettivo di questo capitolo è introdurre le caratteristiche del segnale elettromiografico e quali informazioni si possono ottenere.

PRELIEVO DEL SEGNALE

La presenza della corrente di transmembrana genera un potenziale elettrico che può essere misurato tramite elettrodi. Il segnale EMG misurato è la sommatoria del potenziale generato dalle UM attive, che si trovano all'interno del volume di prelievo definito dagli elettrodi, e può quindi essere visto come un processo stocastico. Le tecniche di prelievo del segnale EMG possono essere suddivise in invasive e non invasive. Nelle prime si utilizzano elettrodi ad ago o a fili che presentano un volume di prelievo da 1-2 mm³ a qualche decina di mm³ permettendo lo studio di singole o varie UM (31). Nel secondo caso gli elettrodi non sono posti in vicinanza delle fibre muscolari ma sono posizionati sulla cute. Questo implica un maggiore volume di prelievo, da pochi cm³ ad alcune decine di cm³, dipendente dalla distanza interelettrodica (IED) (32). Inoltre, si ha un filtraggio passa-basso dovuto ai tessuti presenti tra fibre ed elettrodo (33). Il maggior volume di prelievo implica misurare un segnale in cui contribuiscono molte più UM rispetto al caso invasivo, permettendo maggiori informazioni riguardo all'attivazione del muscolo nella sua interezza. Inoltre, si hanno differenze nei valori di ampiezza e frequenza del segnale misurato in base alla tecnica di prelievo [Tabella 1]. Tuttavia, è importante considerare che siccome è sempre presente un rumore di fondo non è possibile definire un valore minimo di ampiezza. In base alla sensibilità del sistema di misura e all'ampiezza del rumore un determinato segnale può essere riconosciuto rispetto al rumore di fondo oppure no. Questo valore dipende dal rapporto segnale-rumore (SNR) del segnale acquisito (34).

Tabella 1-Ampiezza e frequenza dei segnali EMG

Tipologia di prelievo	Limite superiore ampiezza di picco	Frequenza
Non invasivo	3000 µV	0.1-350 Hz
Invasivo	5 mV	0-10 kHz

Tuttavia, durante l'acquisizione, se il prelievo non presenta sufficiente specificità, possono essere misurati segnali non legati all'attività del muscolo target, errore di tipo I, portando a dire che il muscolo è attivo quando non si sta contraendo. Al contrario, se il prelievo utilizzato non presenta sufficiente sensibilità si potrebbe dire che il muscolo non si sta contraendo quando in realtà accade, errore di tipo II (35). Per crosstalk si intende un segnale derivante da un muscolo diverso dal muscolo target, chiamato muscolo di crosstalk, ma che viene comunque rilevato dagli elettrodi. Inoltre, la strumentazione e il soggetto sono collegati alla rete di alimentazione tramite delle capacità parassite. Di conseguenza, può essere presente un disturbo con frequenza pari all'alimentazione, 50 Hz in Europa. Quest'ultimo può essere ridotto utilizzando cavi schermati, riducendo l'impedenza di contatto elettrodo-cute, ovvero assicurandosi una buona adesione dell'elettrodo sulla pelle, minimizzando la differenza tra le impedenze di contatto e utilizzando un amplificatore differenziale ad alto CMRR e con alta impedenza di ingresso. Un'altra tecnica possibile è il DLR in cui si inserisce una corrente nel paziente che cerca di compensare il modo comune. Un altro disturbo comune è l'effetto di fine fibra. La componente propagante, modellabile come tripolo, decade con il cubo della distanza. Al contrario, la componente non propagante, modellabile come dipolo a livello dei tendini, decade con il quadrato della distanza. Di conseguenza, la componente di fine fibra può essere misurata anche quando sotto agli elettrodi non è presente attività muscolare e si manifesta su tutti gli elettrodi nello stesso istante temporale. Infine, è anche presente un rumore di fondo casuale dovuto alla strumentazione necessaria per

prelevare il segnale mioelettrico. Questo presenta tipicamente ampiezza di $10 \mu V_{pp}$ e può essere osservato posizionando gli elettrodi su un panno bagnato (28).

Nel caso del segnale EMG di superficie prelevato con una griglia di elettrodi si possono utilizzare diversi filtri spaziali, combinando linearmente il potenziale misurato da sottoinsiemi di elettrodi. Il caso più comune è il singolo differenziale, in cui il segnale è ottenuto come differenza di due elettrodi adiacenti. Esistono molti altri filtri spaziali, ad esempio: doppio differenziale e Laplaciano [Equazione 1].

$$SD = [1 \quad -1]; DD = [-1 \quad 2 \quad -1]; NDD = \begin{bmatrix} 0 & -1 & 0 \\ -1 & 4 & -1 \\ 0 & -1 & 0 \end{bmatrix}$$

**Equazione 1-Esempi di pesi negli elettrodi di diversi filtri spaziali
(SD=Singolo Differenziale; DD=Doppio Differenziale; NDD=Normal Double Differential o Laplaciano)**

Filtri spaziali diversi permettono una diversa selettività temporale, trasversale, di profondità e rispetto alla componente di fine fibra. In generale i filtri 2D permettono una maggiore selettività rispetto ai filtri 1D. Il vantaggio è di ottenere una desiderata selettività indipendentemente dalla direzione delle fibre sottostanti. Tuttavia, il segnale misurato ha un volume di prelievo minore, ottenendo un segnale meno rappresentativo dell'intero muscolo (28).

PARAMETRI CALCOLABILI

Dal segnale EMG si possono calcolare diversi parametri nel dominio nel tempo. L'ampiezza del segnale EMG può essere osservata tramite Average Rectified Value (ARV) o Root Mean Square (RMS) [Equazione 2]. Questi vengono calcolati su più finestre consecutive in modo da osservare come si evolvono nel tempo. Nell' Equazione 2 si mostra il calcolo di questi parametri per una singola finestra temporale da t_0 a t_0+T . Invece, per osservare il segnale EMG nel dominio della frequenza è necessario calcolarne la Power Spectral Density (PSD). La PSD di un segnale permette di osservare come l'energia del segnale si distribuisce nelle varie frequenze [Figura 2].

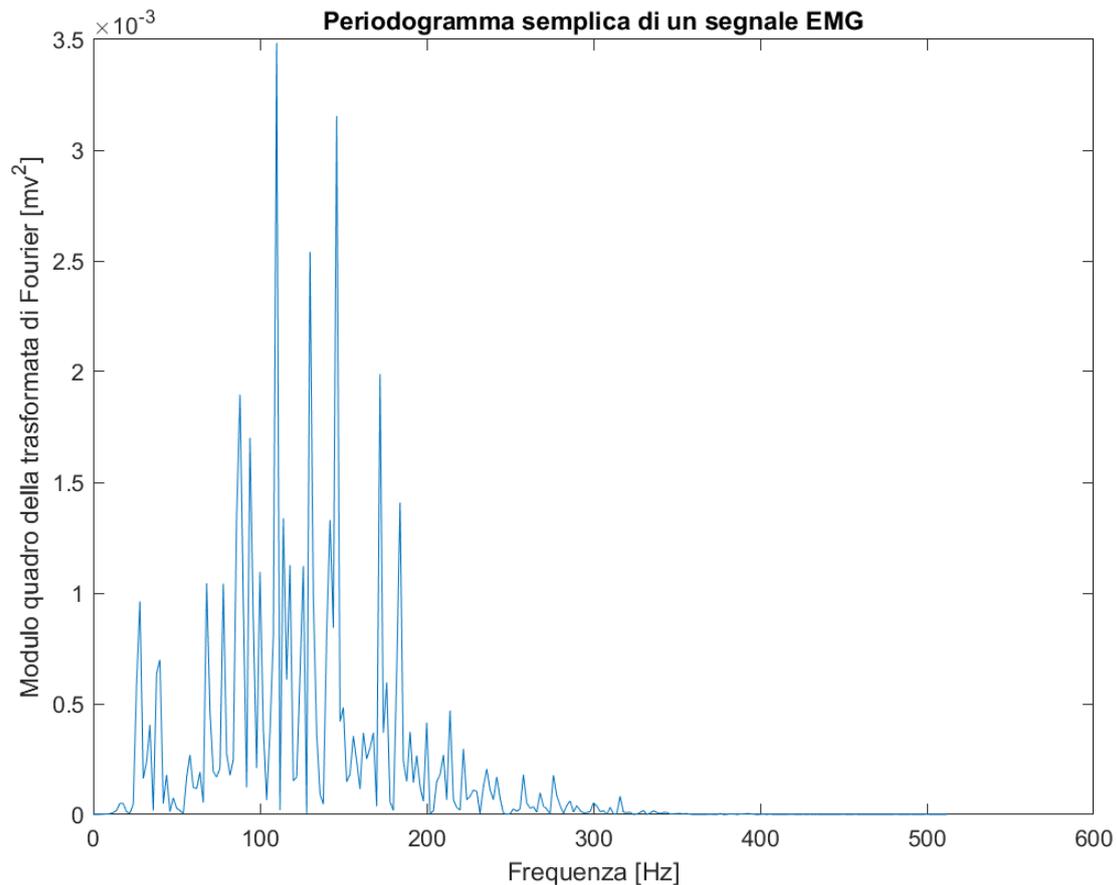


Figura 2-Esempio di PSD di un segnale EMG

A partire dalla PSD si possono calcolare diversi parametri come la frequenza media (Mean Frequency, MNF) e la frequenza mediana (Median Frequency, MDF) [Equazione 3]. Questi rappresentano, rispettivamente, la media pesata della distribuzione e il valore di frequenza al di sotto del quale si ha il 50% dell'energia del segnale.

Nel calcolare tutti i parametri viene solitamente considerato un segnale EMG a media nulla, bisogna quindi rimuovere il valore medio. Inoltre, è necessario selezionare una finestra di tempo in cui il segnale risulti il più vicino possibile ad essere stazionario in senso lato (Wide Sense Stationary, WSS). Un segnale per essere WSS deve avere media e deviazione standard costanti nel tempo, oltre che una sequenza di autocorrelazione che dipende esclusivamente dal ritardo. La natura sparsa del segnale EMG, in quanto risultato dalla sommazione del potenziale delle UM reclutate le cui fibre risiedono all'interno del volume di prelievo degli elettrodi, rende la stazionarietà una condizione difficilmente, se mai, ottenibile. Ci si può avvicinare a tale condizione in contrazione isometrica a forza costante, utilizzando finestre di breve durata (0.5-2 s). L'obiettivo è riuscire ad osservare un segnale che risulti il più possibile WSS all'interno della singola finestra, ma che si evolva nel tempo riuscendo ad osservare delle variazioni tra finestre. Bisogna, quindi, cercare di osservare la non stazionarietà del segnale dovuta alla fatica, ma non la non stazionarietà intrinseca al segnale. Ad esempio, nel caso di contrazioni dinamiche se si utilizzano finestre brevi osservando due porzioni consecutive di segnale si possono notare delle sue variazioni. Tuttavia, queste variazioni non sono dovute alla fatica, ma ad una modifica del volume di prelievo. Di conseguenza, eventuali variazioni della MNF o della MDF non rappresentano manifestazioni di fatica, come il reclutamento di nuove UM. Inoltre, la lunghezza della finestra è importante per quanto riguarda la risoluzione in frequenza della PSD. Calcolando la PSD con approcci tradizionali si ha una risoluzione in frequenza, chiamata risoluzione teorica, pari al reciproco della durata temporale in secondi della finestra. Ad esempio, selezionando una lunghezza pari a 2 s si possono definire come distinte frequenze distanti almeno 0.5 Hz. Il calcolo della PSD con metodi tradizionali

può avvenire con il metodo diretto, dove si calcola il modulo quadro della trasformata di Fourier del segnale, o con il metodo indiretto, calcolando la trasformata di Fourier della sequenza di autocorrelazione del segnale. Di conseguenza, con una finestra più lunga si ha una migliore risoluzione in frequenza, ma si rischia di osservare un segnale non WSS. Analogamente ai parametri di ampiezza l'Equazione 3 rappresenta il calcolo dei parametri di frequenza considerando una singola finestra del segnale, ma questo viene ripetuto più volte per finestre consecutive per osservare la loro evoluzione nel tempo.

$$ARV = \frac{1}{T} \int_{t_0}^{t_0+T} |x(t)| dt; RMS = \sqrt{\frac{1}{T} \int_{t_0}^{t_0+T} x(t)^2 dt};$$

Equazione 2-Parametri di ampiezza del segnale EMG

$$MNF = \frac{\int_{-\infty}^{+\infty} f P_x(f) df}{\int_{-\infty}^{+\infty} P_x(f) df}; \int_{-\infty}^{MDF} P(f) df = \frac{1}{2} \int_{MDF}^{+\infty} P(f) df;$$

Equazione 3-Parametri in frequenza del segnale EMG

Nel caso di contrazioni dinamiche, cicliche, bisogna utilizzare le rappresentazioni tempo-frequenza (Time Frequency Representation, TFR) siccome non si rispettano le condizioni di stazionarietà (4). In questo modo si può osservare come si distribuisce la potenza del segnale nelle diverse frequenze per ogni istante di tempo campionato. Esistono diversi metodi per ottenere una TFR di un segnale:

- Short Time Fourier Transform (STFT);
- Trasformata Wavelet;
- Distribuzione di Wigner-Ville (WD) [Equazione 5];
- Trasformata di Choi-Williams (CWD) [Equazione 7].

Con ogni tecnica si ottiene una matrice sulle cui colonne si ha il tempo e sulle righe la frequenza, ottenendo una stima della PSD per ogni istante campionato [Figura 3].

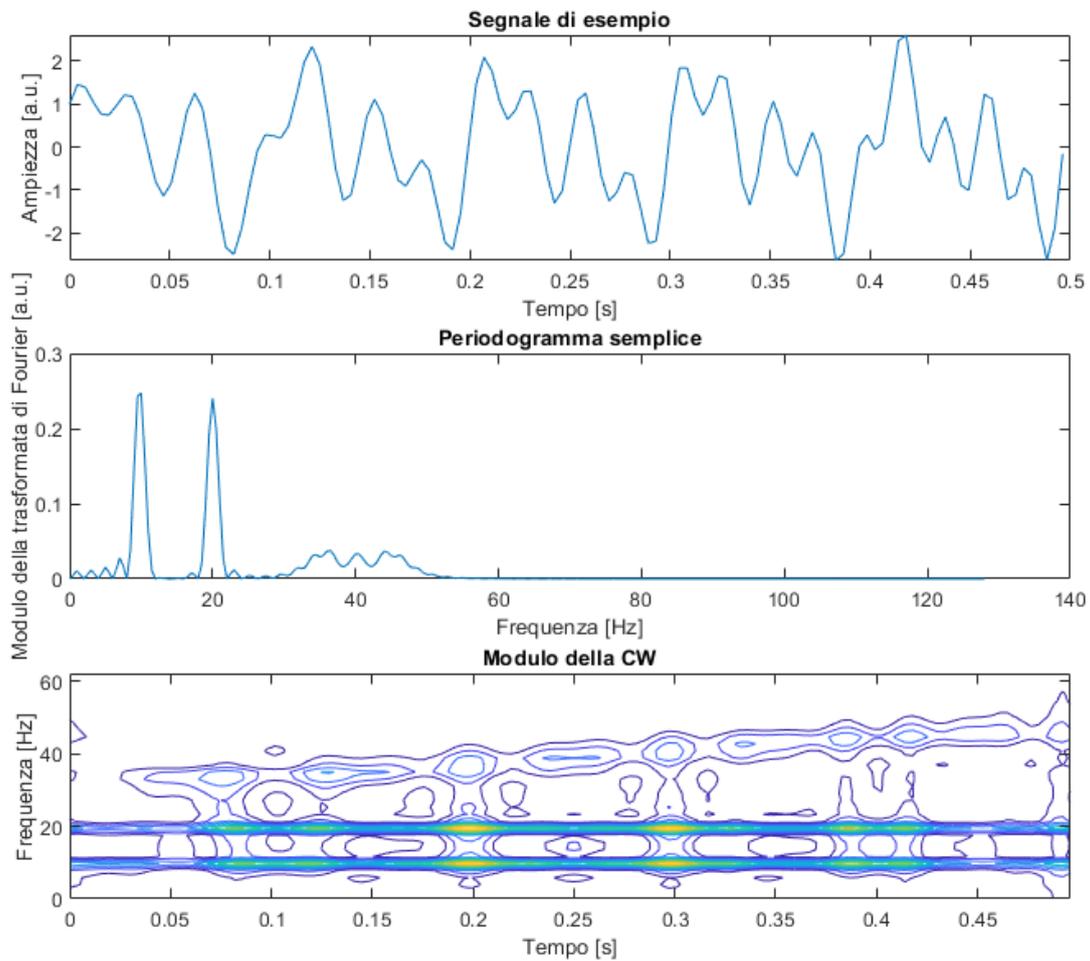


Figura 3-Esempio di TFR di un segnale

Sia la STFT che la trasformata Wavelet necessitano di un passaggio di finestrazione del segnale. Di conseguenza, si evita il problema della non stazionarietà, ma si è obbligati ad avere un compromesso tra risoluzione in frequenza e nel tempo in base alla lunghezza della finestra.

Per ottenere la PSD uno dei metodi possibili, chiamato metodo indiretto, è calcolare la trasformata di Fourier della sequenza di autocorrelazione del segnale. Tuttavia, in un segnale non WSS la sequenza di autocorrelazione non dipende solamente dal ritardo. L'idea della WD è calcolare una sequenza di autocorrelazione istantanea, che quindi dipende anche dall'istante di tempo selezionato, oltre che dal ritardo [Equazione 4]. Facendone la trasformata di Fourier si ottiene una PSD specifica per quell'istante di tempo [Equazione 5]. Tuttavia, questa TFR risulta quadratica. Di conseguenza per il principio di sovrapposizione partendo da N componenti si ottengono N auto-termini ed $N(N-1)/2$ cross-termini. Come risultato tutti i cross-termini presenti nella TFR non sono realmente presenti nel segnale, ma sono ottenuti come risultato dei passaggi necessari.

$$R_{xx}(t, \tau) = x\left(t + \frac{\tau}{2}\right)x^*\left(t - \frac{\tau}{2}\right)$$

Equazione 4-Sequenza di autocorrelazione istantanea

$$WV_{xx}(t, f) = \int x\left(t + \frac{\tau}{2}\right) x^*\left(t - \frac{\tau}{2}\right) e^{-2\pi f \tau} d\tau$$

Equazione 5-Trasformata di Wigner-Ville

La CWD aggiunge un passaggio intermedio alla WD in modo da ridurre il contributo dei termini indesiderati. Partendo dalla WD si effettua una trasformata di Fourier nel tempo, ottenendo la funzione di ambiguità definita nel piano τ, θ [Equazione 6] [Figura 4]. Siccome in questo dominio i cross-termini sono lontani dagli assi applicando un kernel bidimensionale si cerca di mandare a zero tutto ciò che è lontano dagli assi [Figura 5]. Tuttavia, i cross-termini generati dalle frequenze positive e negative sono presenti sugli assi. La trasformata di Fourier di un segnale analitico presenta solo componenti positive in frequenza. Di conseguenza, se si utilizzano segnali in forma analitica per la trasformata di Choi-Williams è possibile rimuovere anche i cross-termini presenti sugli assi. Vengono così mantenuti gli auto-termini, presenti sugli assi, e si riduce il contributo dei cross-termini. Infine, si ritorna nel dominio t, f facendo una trasformata inversa. Il kernel utilizzato è il kernel di Choi-Williams, e di conseguenza questa operazione viene chiamata trasformata di Choi-Williams [Equazione 7].

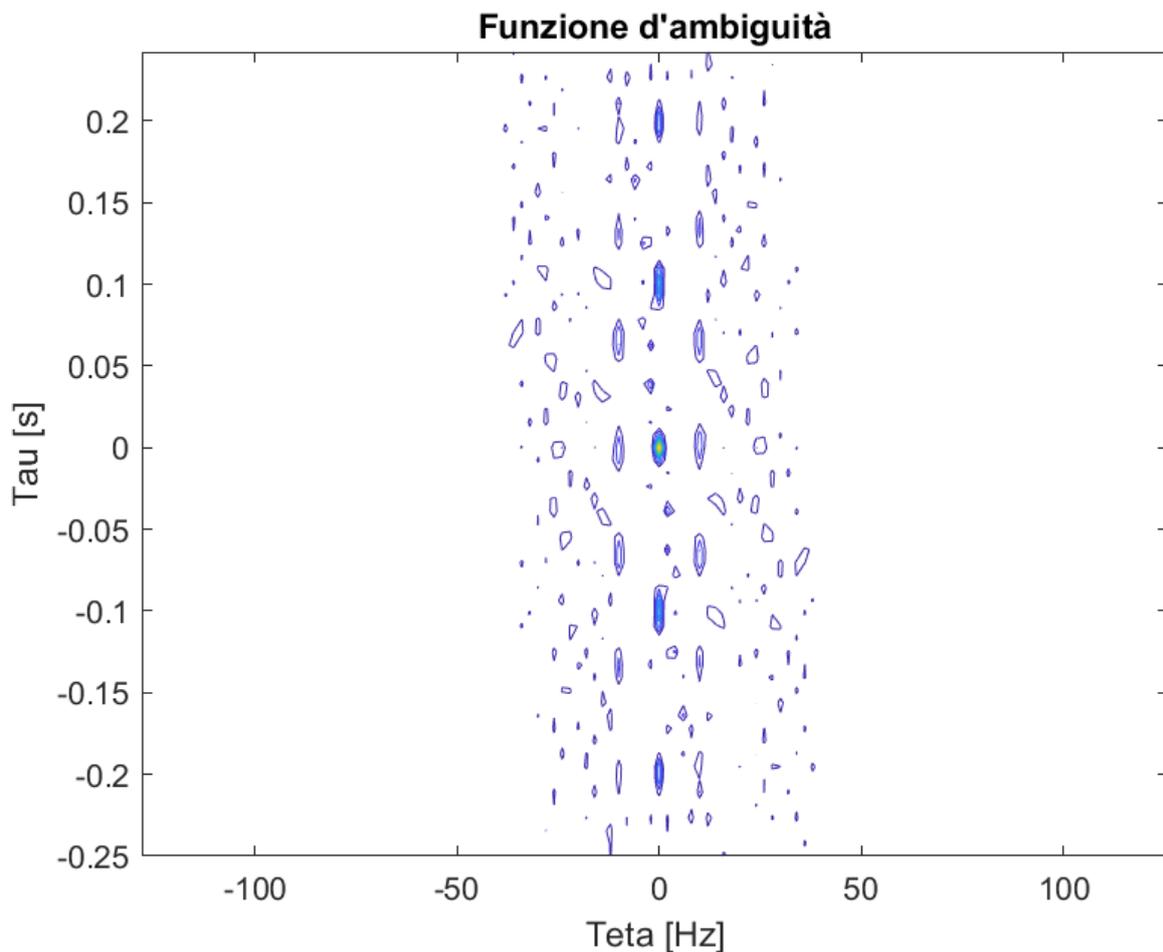


Figura 4-Esempio di funzione di ambiguità

$$AF(\tau, \theta) = \int x\left(t' + \frac{\tau}{2}\right) x^*\left(t' - \frac{\tau}{2}\right) e^{-2j\pi\theta(t'-t)} dt'$$

Equazione 6-Funzione di ambiguità

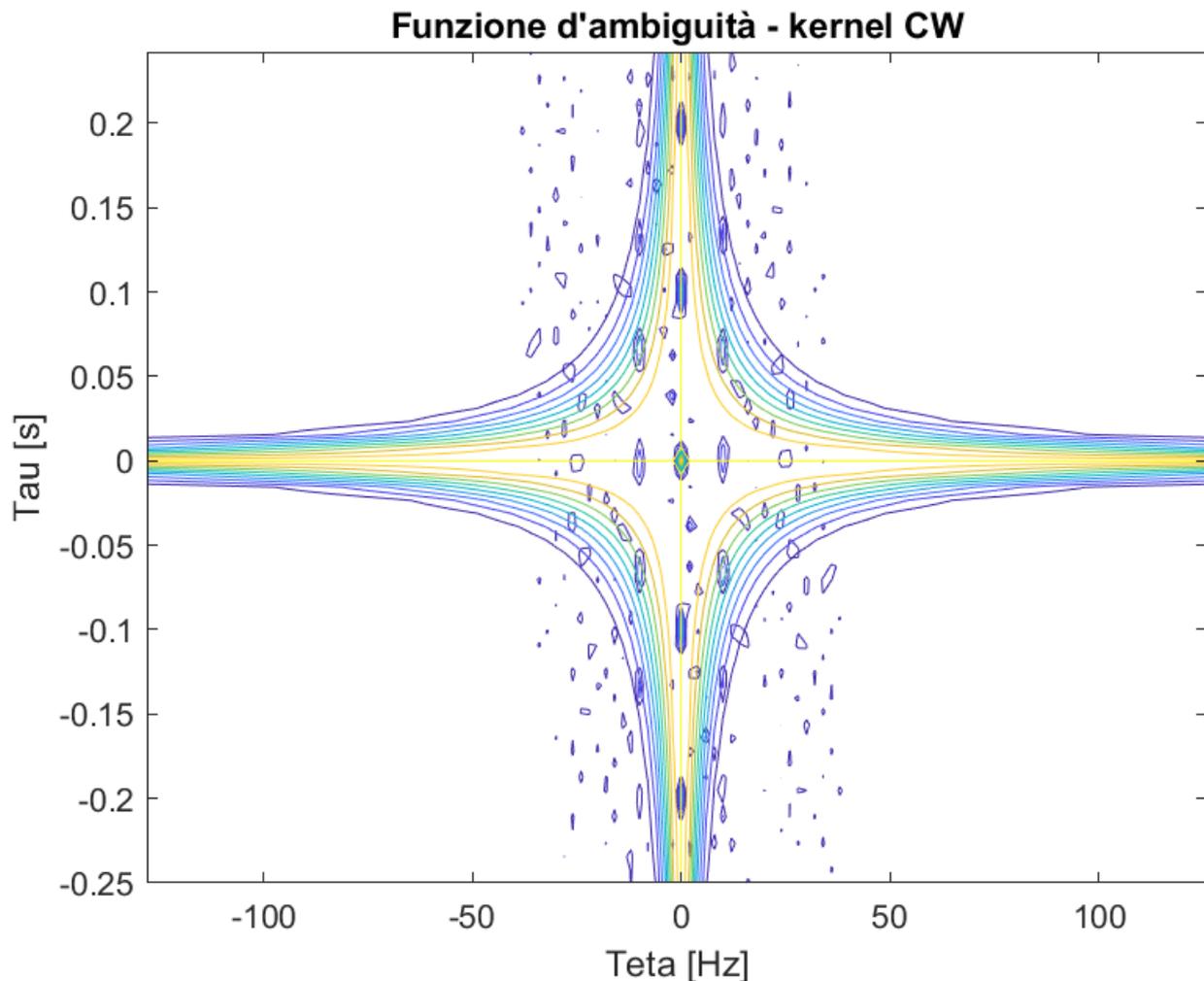


Figura 5-Esempio di kernel di Choi-Williams applicato alla funzione di ambiguità

$$CWD(t, f) = \iiint x\left(t' + \frac{\tau}{2}\right) x^*\left(t' - \frac{\tau}{2}\right) K(\theta, \tau) e^{-2j\pi\theta(t'-t)} e^{-j2\pi f\tau} d\theta dt' d\tau; K(\theta, \tau) = e^{-\frac{\theta^2 \tau^2}{\sigma}}$$

Equazione 7-Trasformata di Choi-Williams

A partire dalla TFR di un segnale si possono calcolare diversi parametri in frequenza, come la MNF, per ogni istante di tempo. Questa viene chiamata frequenza media istantanea (IMNF). Per rendere queste stime più stabili si possono poi mediare i valori di IMNF presenti in un determinato intervallo temporale (5).

Infine, anche la CV può essere stimata a partire dal segnale EMG. Nel caso siano utilizzate delle schiere di elettrodi queste possono essere posizionate parallelamente alle fibre muscolari. Stimando poi il ritardo nella propagazione del segnale lungo le fibre si può calcolare la CV come distanza interelettroica divisa per il tempo di propagazione. Al contrario, se non sono presenti più segnali da cui è possibile stimare un ritardo, si può utilizzare il metodo delle Spectral Dips. Ogni volta che viene applicato un filtro spaziale si effettua anche un filtraggio in frequenza. In base a come gli elettrodi sono posizionati e alla CV, è presente uno zero nella funzione di trasferimento del filtro. Il risultato è un contributo nullo ad una specifica frequenza che dipende dalla CV, identificando lo zero nella PSD si può stimare la CV. Tuttavia, questi zeri sono presenti ad alte frequenze in cui si ha un basso contributo da parte del segnale EMG, portando ad una difficile corretta individuazione dello zero. Ad aggravare l'identificazione dello zero è la variabile CV tra UM, per via del variabile diametro delle loro fibre muscolari. Di conseguenza, se non vengono utilizzate schiere la stima della CV risulta poco precisa, e pertanto spesso non viene calcolata.

VARIAZIONI DEL SEGNALE EMG

Durante una contrazione affaticante la diminuzione della CV porta ad una modifica del segnale EMG misurato, di conseguenza si osservano variazioni non solo della CV stimata, ma anche di tutti i parametri temporali. Nello specifico a causa della diminuzione della CV ogni MUAP si modifica nella forma avendo una base temporale maggiore [Figura 6]. Il risultato è una compressione dello spettro del segnale verso le basse frequenze e un aumento dei parametri di ampiezza siccome questi hanno la definizione di integrale (4). La rappresentazione nel tempo dei parametri MNF, MDF, ARV, RMS e CV normalizzati rispetto alla prima epoca viene chiamata fatigue plot [Figura 7]. Allo stesso modo i valori di IMNF tendono a ridursi nel tempo all'aumentare della fatica. Tuttavia, bisogna considerare che le modifiche di questi parametri non dipendono esclusivamente dalla variazione di CV, e quindi solo dalla fatica periferica. Infatti, modifiche nel reclutamento delle UM e la diversa faticabilità delle UM porta a ulteriori variazioni del segnale EMG. Si può notare questa differenza osservando i fatigue plot nel caso di contrazioni volontarie ed elettricamente stimulate. Nel secondo caso, siccome si esclude il controllo centrale, si hanno andamenti più vicini al caso "ideale" di sola fatica periferica [Figura 7].

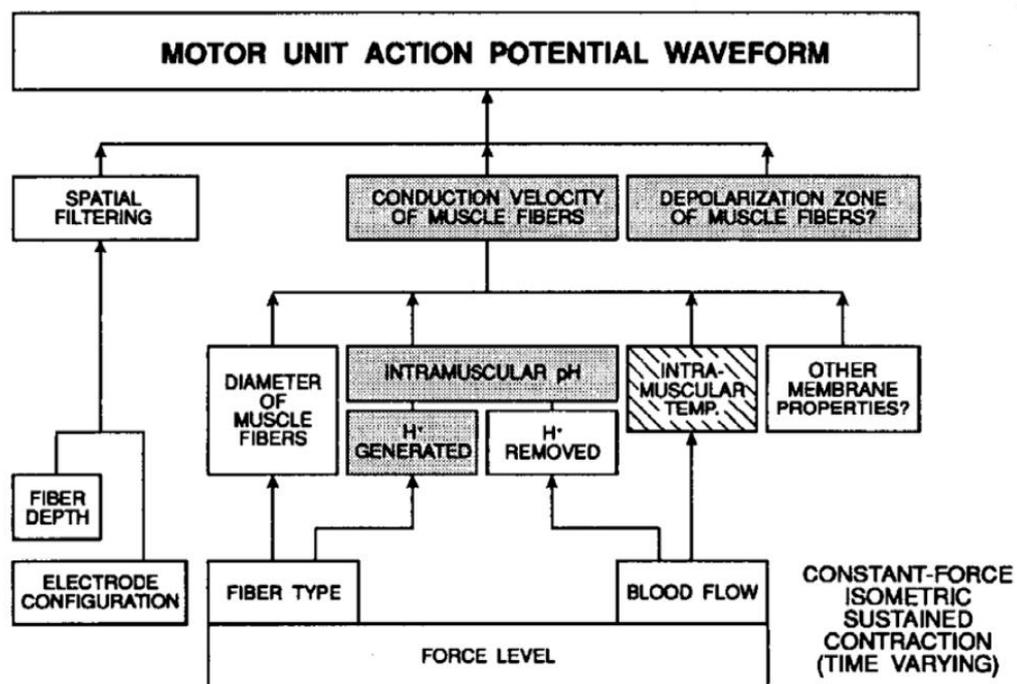
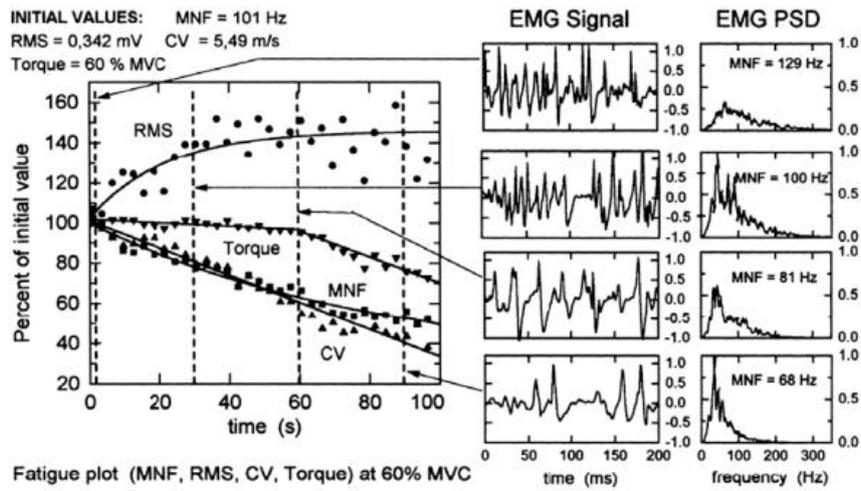


Figura 6-Cause che modificano la forma d'onda di un MUAP. Immagine presa da (36)

(a) Healthy tibialis anterior. Voluntary contraction. 60 % MVC



(b) Healthy vastus medialis. Electrically elicited contr. f = 30 pulses/s

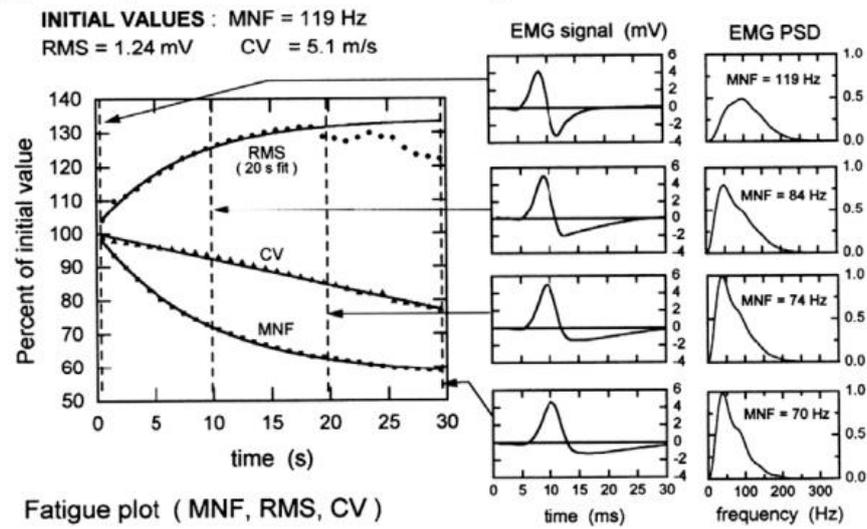


Figura 7-Fatigue Plot per contrazioni volontarie ed elettricamente stimulate. Immagine presa da (37)

MATERIALI E METODI

Soggetti

Diciotto uomini con esperienza pregressa nel resistance training hanno partecipato volontariamente all'esperimento [Tabella 2]. I criteri di inclusione erano: 1) esperienza pregressa di almeno due anni nel resistance training e 2) eseguire regolarmente l'esercizio di leg-extension con frequenza settimanale. Ogni partecipante è stato informato degli eventuali rischi a cui incorreva e ha firmato il consenso informato. Il comitato etico dell'Università della Scozia Occidentale ha approvato l'intero progetto con numero 21673. Le pratiche sperimentali si sono svolte in conformità alla dichiarazione di Helsinki.

Tabella 2-Dati anagrafici dei soggetti

Variabile	Media	Std	Range
Età [anni]	28	6	22
Altezza [cm]	180.9	6.9	28.0
Massa corporea [kg]	87.6	14.4	49.5

Protocollo sperimentale

Ogni soggetto si è presentato due volte in laboratorio, con un intervallo di tempo compreso tra tre e sette giorni. In questo modo si permette un completo recupero e si cerca di evitare un bias causato da eventuale fatica residua dovuta all'ordine in cui sono state eseguite le prove del protocollo sperimentale. Nelle 48 ore precedenti a ogni sessione, il soggetto non deve aver praticato allenamenti o altre attività che coinvolgano marcatamente gli arti inferiori. In maniera randomizzata metà dei soggetti ha eseguito come primo allenamento lo schema tradizionale, l'altra metà l'autoregolato.

Come primo step ogni soggetto viene fatto sdraiare su un lettino e, con un pennarello indelebile, si segnano sulla cute i punti di applicazione degli elettrodi. Sulla loggia anteriore della coscia di ogni soggetto sono posizionati sei sensori; ogni soggetto può scegliere se eseguire il protocollo con la gamba destra o sinistra. Le sei zone segnate vengono allora rasate con una lametta usa e getta in modo da ridurre l'impedenza di contatto elettrodo-cute. Dopodiché, il soggetto si siede sul bordo del lettino ed effettua un'estensione del ginocchio assieme ad una adduzione o abduzione di caviglia. Un operatore si oppone ad entrambi i movimenti rendendoli isometrici. In questo modo si riescono a identificare più nitidamente le fibre del vasto mediale e laterale, potendo verificare la corretta posizione dei segni. Questi vengono anche controllati a ginocchio completamente esteso, mentre il soggetto è ancora seduto, in modo da simulare la posizione di massimo accorciamento durante la leg-extension. Se la posizione precedentemente segnata risultasse non sovrapposta col ventre muscolare verrebbe modificata. Eventuali riposizionamenti rispetto alla posizione iniziale sono appuntati in modo da rendere tutte le misure il più ripetibili possibile.

Successivamente, il soggetto esegue un riscaldamento aspecifico che consiste in 5 minuti su cicloergometro con output meccanico di 100W.

Infine, il soggetto si sdraia una seconda volta sul lettino e viene passata della carta abrasiva sulla cute in modo da ridurre maggiormente l'impedenza di contatto elettrodo-cute. Si possono allora posizionare gli elettrodi sul soggetto, verificando un'ultima volta che siano posizionati sopra ai muscoli d'interesse.

Una volta che gli elettrodi sono posizionati il soggetto si siede sul macchinario isocinetico. Questo viene regolato in modo tale da avere l'asse di rotazione della leg-extension allineato con l'asse di rotazione del ginocchio, dove quest'ultimo è definito come la linea che passa per gli epicondili femorali. Inoltre, il cuscinetto della leg-extension che si appoggia sulla tibia viene posizionato nella posizione più distale possibile che non ostacola la flessione-estensione di caviglia.

Il soggetto viene allora imbragato alla seduta, in modo da non muovere il tronco durante l'esercizio, e si lega il cuscinetto della leg-extension alla gamba.

Il passaggio successivo è la selezione del Range Of Motion (ROM), che per ogni soggetto è pari a 90°. Come riferimento viene considerata la barra che collega l'accessorio di leg-extension al perno di rotazione del macchinario. La posizione iniziale corrisponde ad avere il riferimento perpendicolare al pavimento, mentre si ha la posizione finale quando il riferimento è parallelo al terreno. Di conseguenza si parte con un angolo di flessione-estensione del ginocchio inferiore a 90° e non si arriva mai a completa estensione.

Il soggetto viene allora lasciato libero di eseguire alcune ripetizioni a bassa intensità in modo da familiarizzare con l'esecuzione dell'esercizio in modalità isocinetica.

Successivamente viene eseguito un riscaldamento specifico dove si chiede al soggetto di eseguire ogni ripetizione ad una certa percentuale del proprio sforzo massimale. Questa percentuale si riferisce solo alla percezione del soggetto e non a dati quantitativi. Questo permette al soggetto di comprendere sia come attivare correttamente il quadricipite in un movimento poco naturale, sia come generare effettivamente tutta la forza possibile. Il riscaldamento consiste in:

- 4 ripetizioni al 40% del proprio massimale;
- 20 secondi di recupero;
- 4 ripetizioni al 60% del proprio massimale;
- 20 secondi di recupero;
- 2 ripetizioni all'80% del proprio massimale;
- 1 minuto di recupero;
- 1 ripetizione al 70% del proprio massimale;
- 1 ripetizione al 90% del proprio massimale;
- 1 ripetizione al 100% del proprio massimale.

Infine, dopo altri due minuti di recupero, inizia il vero protocollo di allenamento che sarà il tradizionale o l'autoregolato a seconda della assegnazione fatta in modo randomizzato.

Ad ogni soggetto viene specificato di generare quanta più forza possibile ad ogni ripetizione, considerando ognuna come se fosse una contrazione massimale. Per motivare il soggetto al massimo impegno, i ricercatori presenti durante le misurazioni motivano il soggetto vocalmente. In entrambi i protocolli si ha lo stesso volume, 24 ripetizioni, e recupero totale di 240 secondi. Gli schemi di allenamento sono i seguenti:

- TRA: tre serie da otto ripetizioni con due minuti di recupero tra le serie;
- ARRT: la modulazione delle ripetizioni e del recupero si modificano iterativamente in base all'output meccanico generato dal soggetto durante la sessione di allenamento. Per poter applicare il metodo si sceglie un parametro meccanico che descrive l'affaticamento del soggetto ripetizione per ripetizione. Utilizzando il macchinario isocinetico si è scelto il picco di momento della fase concentrica. Questo metodo riflette l'approccio utilizzato in precedenti studi dove nel caso dello squat la velocità media della fase concentrica della prima ripetizione era considerata come il parametro di riferimento per

l'autoregolazione durante l'esercizio. Pertanto, il valore di picco di momento della prima ripetizione viene utilizzato come riferimento, e il soggetto continua ad eseguire ripetizioni finché non presenta un picco di momento inferiore all'80% del riferimento. Ipotizzando che il soggetto abbia eseguito X ripetizioni, con l'ultima sotto soglia, si dividono le ripetizioni rimanenti in serie da X-1 ripetizioni. Il recupero viene equamente distribuito tra le serie. Se durante le ripetizioni rimanenti il soggetto scendesse sotto soglia prima di eseguire tutte le ripetizioni ipotizzate si effettua un'ulteriore modulazione come in precedenza. Ad esempio, se il soggetto eseguisse solo Y ripetizioni sopra soglia, con Y inferiore a X-1, si rimoduleranno le ripetizioni e il recupero rimanenti in serie da Y-1. Viene riportato un esempio di protocollo ARRT in cui le ripetizioni sotto soglia sono la numero otto della prima serie e la numero cinque della terza serie [Tabella 3].

Tabella 3-Esempio di protocollo ARRT

Serie 1	Recupero 1	Serie 2	Recupero 2	Serie 3	Recupero 3	Serie 4
8 ripetizioni	80 s	7 ripetizioni	80 s	5 ripetizioni	80 s	4 ripetizioni

Finita la sessione di allenamento viene chiesto al soggetto il proprio rating of fatigue (ROF) e il rating of perceived effort (RPE), entrambi utilizzando una scala da 0 a 10. Nella scala del ROF si intende un valore pari a zero per una condizione di nessuna fatica percepita, analogo ad una condizione di riposo, e dieci per la condizione in cui non si riesce fisicamente a continuare la task assegnata [Figura 8] (2). Ad ogni soggetto è stato specificato che i valori di fatica sono riferiti alla fatica locale del muscolo. Per quanto riguarda la scala RPE è stata utilizzata la scala di Borg CR10. In questa scala si intende effort uguale ad una condizione di riposo per un valore pari a zero e una condizione di massimo dispendio possibile di energie, nell'eseguire l'esercizio, per un valore pari a dieci [Figura 9] (38).

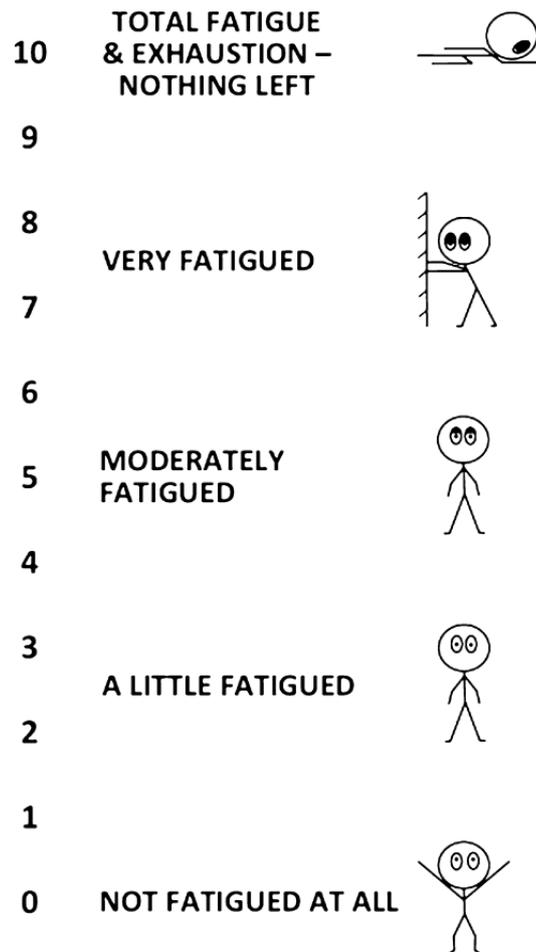


Figura 8-Scala ROF utilizzata con rappresentazioni (2)

Rating	Descriptor
0	Rest
1	Very, Very Easy
2	Easy
3	Moderate
4	Somewhat Hard
5	Hard
6	-
7	Very Hard
8	-
9	-
10	Maximal

Figura 9-Scala RPE utilizzata con descrizioni (38)

Strumentazione

La strumentazione utilizzata è la seguente:

- Macchinario isocinetico;
- Sistema di acquisizione per EMG di superficie, compreso di trigger per sincronizzare EMG e isocinetico;
- Scheda di acquisizione dati esterna;
- Software necessari per l'utilizzo degli strumenti e per l'elaborazione dati.

MACCHINARIO ISOCINETICO

Il macchinario isocinetico utilizzato è uno HUMAC NORM dell'azienda CSMi (Stoughton, USA) ed è adoperato con l'accessorio di leg-extension monolaterale. Ad ogni sessione il macchinario viene impostato in modalità isocinetica concentrica-concentrica e con una velocità pari a 60 gradi/s.

I dati di posizione sono stati prelevati in maniera analogica tramite la scheda di acquisizione. I valori a schermo in tempo reale vengono utilizzati solo per il protocollo ARRT. Finita la sessione di allenamento, i dati grezzi vengono salvati ed esportati in un foglio di lavoro (Microsoft Excel) per le analisi successive.

POSIZIONAMENTO DEGLI ELETTRODI E ACQUISIZIONE EMG

Il sistema per elettromiografia di superficie utilizzato è il "Trigno Research+ System" dell'azienda Delsys (Natick, USA), assieme a sei elettrodi "Trigno Avanti Sensor", permettendo un'acquisizione completamente wireless. Ogni sensore presenta quattro elettrodi a barra disposti a quadrato e con distanza interelettrodo pari a 10 mm [Figura 10]. Questo permette un'acquisizione differenziale, quindi senza bisogno di un elettrodo di riferimento; tuttavia, non si conosce il filtro spaziale utilizzato. Inoltre, il segnale EMG ottenuto in uscita è filtrato in maniera analogica con un filtro passa-banda 10-850 Hz. I sensori aderiscono a secco alla cute del soggetto tramite un nastro biadesivo che lascia scoperti gli elettrodi. La frequenza di campionamento, selezionata tra quelle disponibili, è pari a 2148 Hz. Anche il range di ogni sensore può essere selezionato solo tra due opzioni, si è scelto di utilizzare il valore minore pari a 11 mV. Questo permette una migliore risoluzione, il sistema presenta un convertitore A/D a 16 bit, e dalle prove preliminari si è osservato come i valori di ampiezza risultassero ampiamente sotto ai valori di saturazione pari a ± 5.5 mV. Su ogni sensore sono anche presenti un accelerometro, un giroscopio ed un magnetometro IMU triassiali, per un totale di dieci canali in uscita. Tuttavia, nel protocollo solo il canale EMG viene utilizzato.

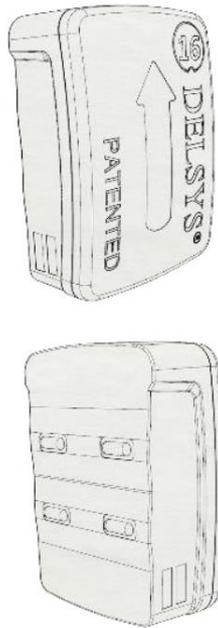


Figura 10-Rappresentazione di un sensore Trigno Avanti Sensor

I tre muscoli da cui si preleva un segnale elettromiografico sono il vasto laterale, il retto femorale e il vasto mediale. Su ognuno vengono applicati due sensori, uno in posizione distale e uno prossimale.

Per il retto femorale si prende come riferimento la linea che collega la cresta iliaca anteriore e il bordo prossimale della patella, i due sensori sono posizionati ad $1/3$ e $2/3$ del riferimento (39). Considerando che il retto femorale è un muscolo bipennato l'allineamento dei sensori con le fibre muscolari risulta particolarmente complesso. Si è deciso, quindi, di disporli nella stessa direzione della linea di riferimento che unisce la cresta iliaca anteriore e la patella, in maniera analoga a quanto suggerito dal protocollo SENIAM (40).

Per i due vasti, invece, il sensore distale viene posizionato seguendo il protocollo SENIAM (40). Nel caso del vasto laterale si usa come riferimento la linea che collega la cresta iliaca anteriore con la porzione laterale della patella, posizionando l'elettrodo a $2/3$ del riferimento. Invece, per il vasto mediale il riferimento è la linea che collega la cresta iliaca anteriore con lo spazio articolare frontale al bordo anteriore del legamento mediale. L'elettrodo viene posizionato all'80% del riferimento. Il sensore prossimale di questi due muscoli viene posizionato a 5 cm di distanza dal distale seguendo la linea di riferimento in entrambi i casi. Questo permette di non avvicinarsi eccessivamente alla porzione prossimale in cui altri muscoli potrebbero generare crosstalk, come ad esempio il sartorio, ma osservare comunque due zone dello stesso muscolo. Inoltre, una distanza maggiore potrebbe avvicinare eccessivamente i due sensori prossimali del vasto laterale e mediale al sensore distale del retto femorale.

Ogni sensore è stato posizionato cercando di seguire le fibre muscolari sia visivamente che tramite palpazione, oltre che per conoscenza anatomica. Viene riportato un esempio di posizionamento degli elettrodi [Figura 11].



Figura 11-Esempio di posizionamento elettrodi

Insieme a questa strumentazione si è utilizzato il “Trigger Module” della Delsys, il quale permette di generare un impulso quando inizia la registrazione del segnale EMG [Figura 12]. La configurazione utilizzata permette di generare un’onda quadra positiva con un’ampiezza pari a 5 V e una durata di 1 s. Questo segnale viene inviato alla scheda di acquisizione, tramite un cavo BNC-Coccodrillo, in modo da poter sincronizzare i segnali EMG con il segnale di angolo del macchinario isocinetico.



Figura 12-Trigger Module

DAQ BOARD

La scheda di acquisizione utilizzata è una USB NI6210 della National Instruments (Austin, USA), questa è stata impostata in modalità differenziale e con una frequenza di campionamento pari a 2000 Hz.

La scheda è collegata al retro del macchinario isocinetico tramite un connettore a vite acquisendo il canale di posizione, oltre al ground in modo da effettuare le misure differenziali. Un ulteriore canale riceve il segnale di trigger del sistema EMG.

SOFTWARE

Un codice MatLab, versione R2023b, è stato utilizzato per impostare e utilizzare la scheda di acquisizione.

Sempre tramite MatLab si effettua l'elaborazione dei dati di ogni allenamento.

Infine, in codice R, versione 2023.06.0+421, si effettua il calcolo statistico necessario per confrontare i risultati ottenuti.

Elaborazione Dati

Una volta ottenuti i dati dell'isocinetico e del sistema EMG questi sono caricati e analizzati in MatLab. I seguenti passaggi sono effettuati per ogni soggetto e per ogni sessione di allenamento, sia tradizionale che autoregolata.

Come prima cosa i dati dell'isocinetico, prelevati tramite la scheda di acquisizione, vengono tagliati in modo che inizio e fine corrispondano temporalmente all'acquisizione dei dati mioelettrici. L'inizio viene identificato come l'istante del fronte di salita dell'onda quadra e la fine viene calcolata in modo da avere una durata totale pari all'acquisizione del segnale. Il canale di posizione viene poi filtrato con un filtro passa-basso Butterworth del secondo ordine, applicato a doppia passata, e con frequenza di taglio pari a 5 Hz, in modo da ridurre il rumore ad alta frequenza. Vengono allora identificati i minimi e i massimi di ogni ripetizione e i corrispondenti istanti nel segnale EMG [Figura 13]. Questi permettono di identificare inizio e fine di ogni burst in ogni canale [Figura 14].

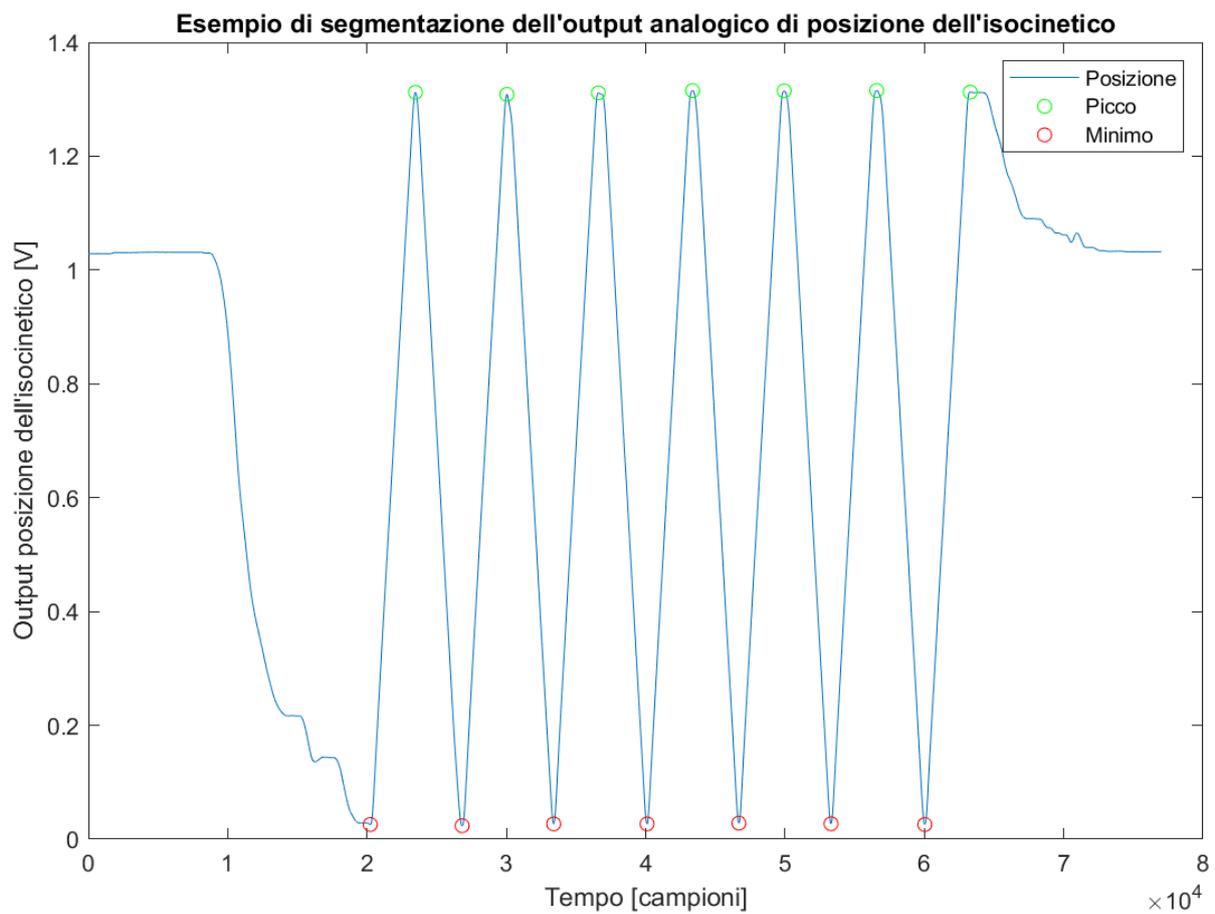


Figura 13-Esempio di segmentazione del canale posizione

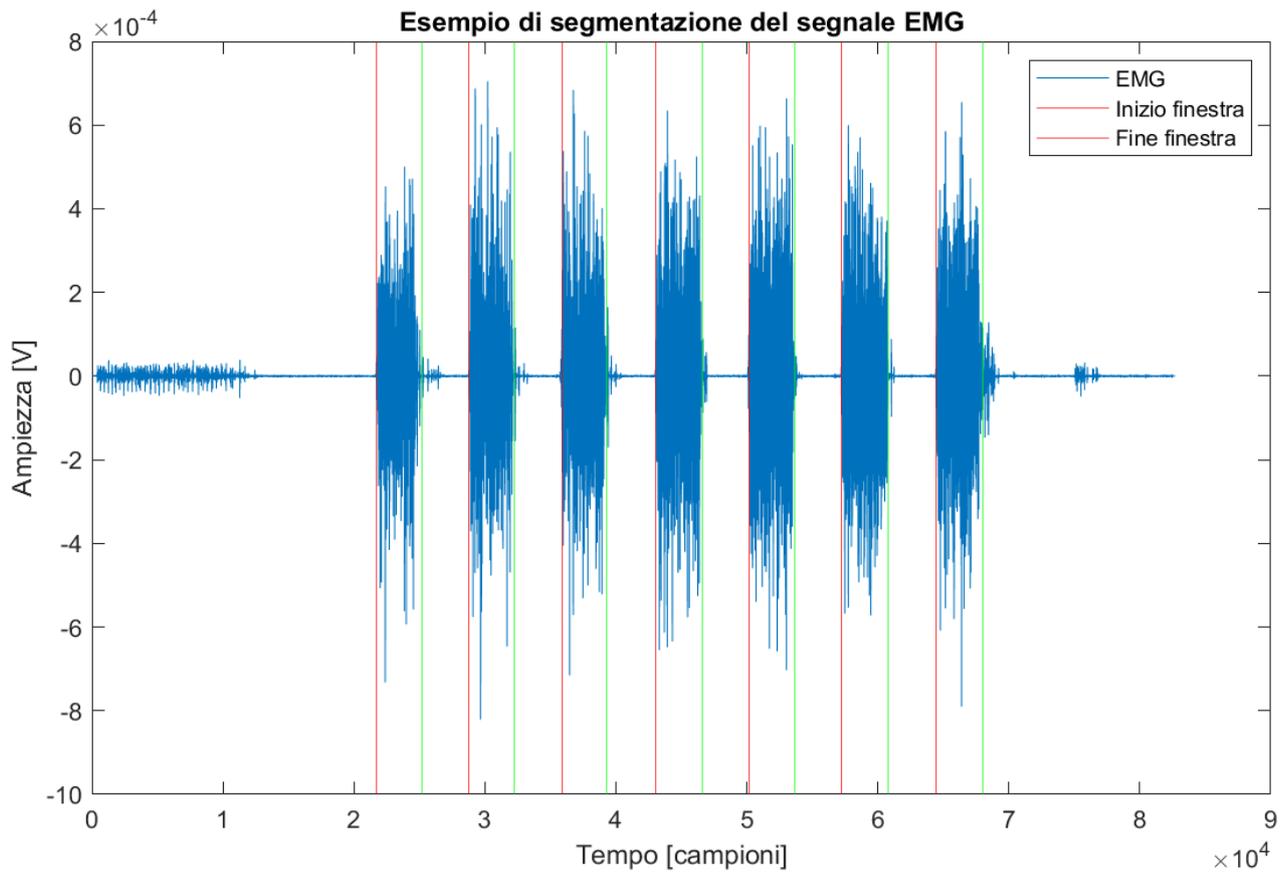


Figura 14-Esempio di segmentazione del segnale EMG.

Per quanto riguarda il segnale EMG tutti e sei i canali, uno per sensore, vengono filtrati passa-banda in modo da togliere parte del rumore ed eliminare gli artefatti di movimento. I filtri utilizzati sono due filtri Butterworth del secondo ordine applicati a doppia passata. Il filtro passa-basso presenta frequenza di taglio pari a 450 Hz, mentre il passa-alto 20 Hz. Prima di proseguire ad ogni canale viene anche rimosso il valor medio.

Dopodiché, per ogni canale, viene applicata una trasformata di Choi-Williams al burst del segnale EMG associato ad ogni ripetizione. Il segnale utilizzato per la trasformata di Choi-Williams è un segnale in forma analitica. Per il Kernel di questa trasformata il valore sigma utilizzato è pari a 1. Viene allora calcolata la frequenza media istantanea (IMNF) dalla trasformata di Choi-Williams e la ripetizione viene divisa in dieci intervalli temporali della stessa lunghezza. I valori di IMNF presenti in ogni intervallo vengono mediati in modo da ottenere dieci valori per ogni ripetizione. Ognuno rappresenta la media della frequenza media istantanea in un certo ROM [Figura 15].

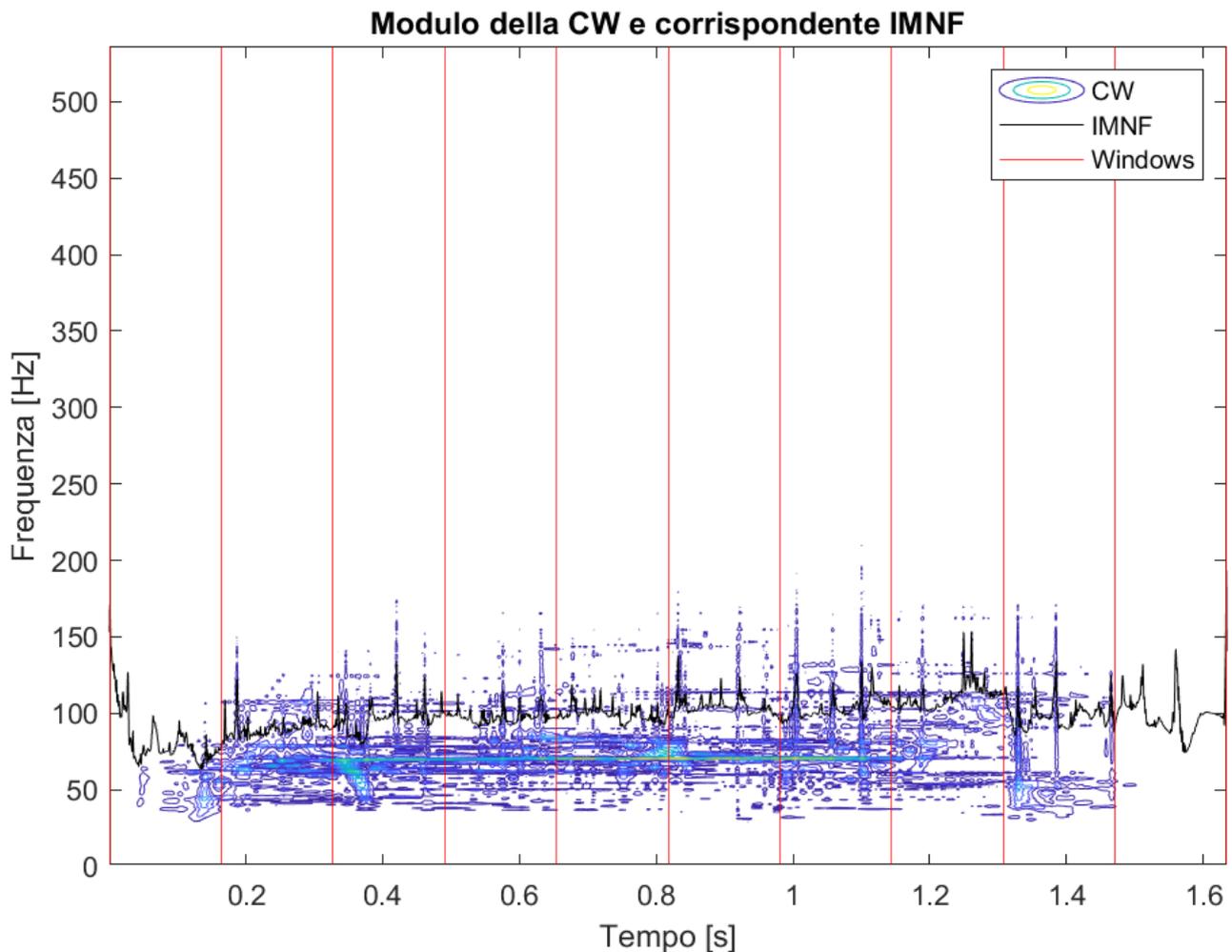


Figura 15-Esempio di trasformata di CW, IMNF e porzioni temporali per una ripetizione

In questo modo si ottiene una matrice 24×10 per ogni canale, chiamiamo questa matrice M per descrivere i passaggi successivi.

La matrice M presenta sulle righe le ripetizioni, e sulle colonne una porzione di movimento pari ad un decimo del ROM totale. Successivamente si normalizza ogni colonna della matrice M rispetto al primo valore e per ognuna si calcola la pendenza della retta interpolante. Si ottengono, così, dieci pendenze per ogni canale, una per porzione di movimento considerata. Tuttavia, i primi e ultimi due valori non sono considerati nei passaggi successivi siccome in questi intervalli nella sequenza di autocorrelazione istantanea, necessaria per la trasformata di Choi-Williams, sono presenti molti zeri, andando ad ottenere valori di frequenza media meno robusti. Tra quelli confrontati il valore di massima pendenza negativa sarà quello utilizzato per descrivere la fatica mioelettrica di uno specifico canale durante la sessione di allenamento. In questo modo si ottiene un singolo parametro, una pendenza, per ogni canale in ogni sessione [Figura 16].

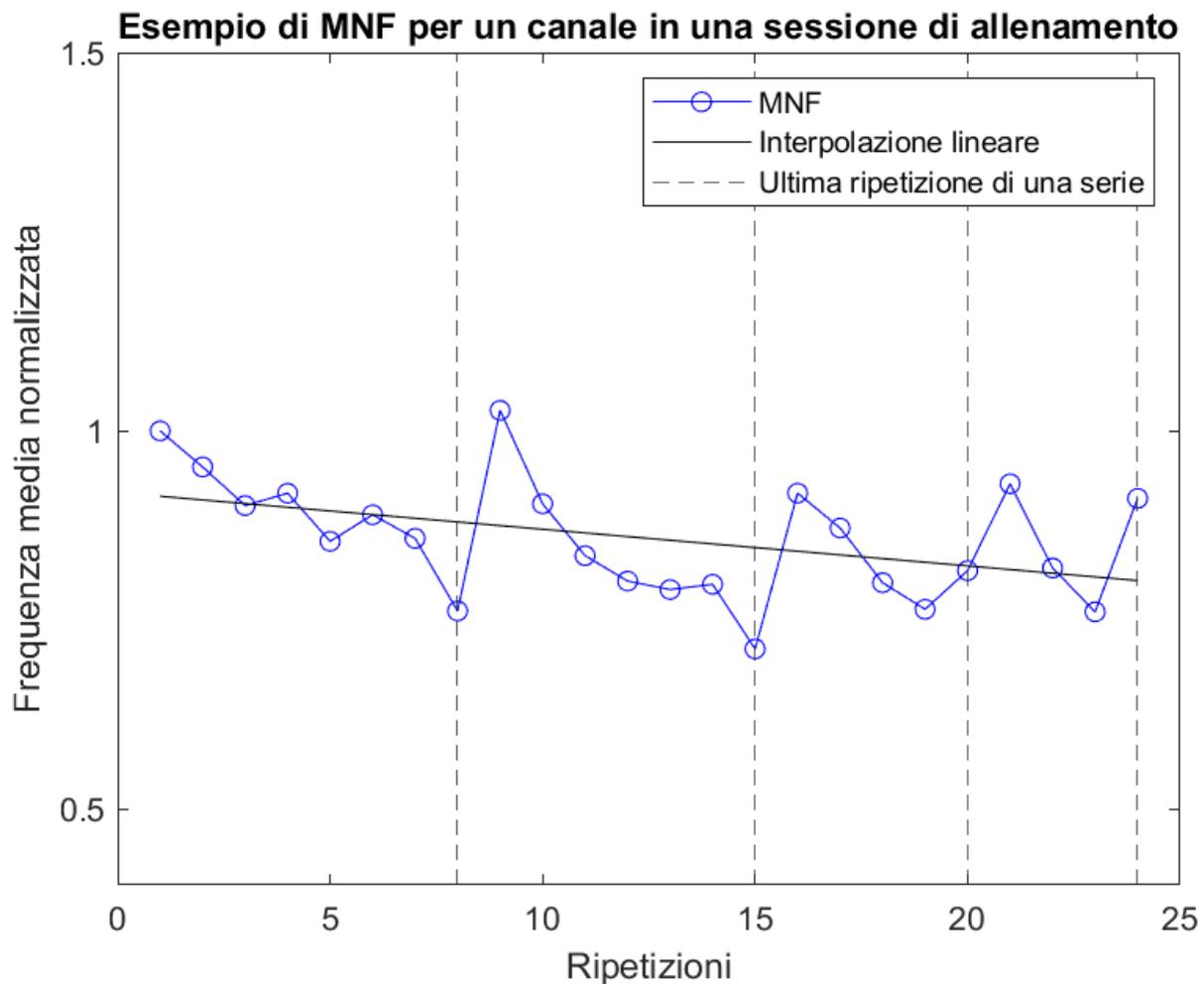


Figura 16-Esempio di interpolazione per una porzione di movimento in allenamento ARRT

Questa scelta di prelevare la specifica porzione di movimento in cui si ha la massima pendenza della frequenza media è stata effettuata per migliorare la ripetibilità dei risultati. Nella condizione di contrazioni dinamiche la trasformata di Choi-Williams andrebbe applicata alla porzione di movimento più ripetibile. Tuttavia, utilizzando il macchinario isocinetico il movimento presenta traiettoria, durata e ROM costanti. Di conseguenza, potremmo applicare la tecnica del periodogramma su tutta la fase concentrica (5). Bisogna però considerare che durante la contrazione si ha un movimento delle fibre muscolari che porta ad un disallineamento tra queste e gli elettrodi. Questo può portare ad una modifica della frequenza media indipendente dall'affaticamento muscolare. Osservare le diverse porzioni del movimento permette di trovare il ROM in cui si ha la maggior decrescita della frequenza media. La porzione così trovata dovrebbe essere quella in cui si ha un maggiore allineamento tra le fibre del muscolo e l'elettrodo, siccome si vede in maniera massima l'affaticamento muscolare. Inoltre, questi passaggi compensano, in parte, eventuali modifiche nel posizionamento dei sensori che avvengono tra una sessione e la successiva.

Eseguendo l'intero protocollo si ottengono dodici valori per ogni soggetto, siccome sono analizzati sei canali per due sessioni di allenamento. In totale si hanno, quindi, 216 valori, suddivisibili per soggetto, tipologia di allenamento o porzione muscolare osservata. Infine, dal macchinario isocinetico vengono prelevati i valori di perdita di lavoro, in formato percentuale, rispetto alla prima ripetizione per ogni soggetto in ogni sessione.

Per un problema durante la fase di acquisizione durante la sessione di un soggetto il segnale EMG di sette ripetizioni non è stato misurato. Le ripetizioni perse andavano dalla 11 alla 17, estremi inclusi. Considerando che l'interpolazione avveniva sulle 24 ripetizioni si è deciso di calcolare comunque la pendenza della MNF sfruttando i valori rimanenti in modo da continuare ad utilizzare questi dati.

Analisi statistica

Tutti i passaggi statistici sono stati effettuati in linguaggio R e per i modelli misti lineari è stato utilizzato il pacchetto *lme4*.

Per descrivere gli effetti della tipologia di allenamento sulla perdita di lavoro è stato utilizzato un modello lineare ad effetti misti con effetti randomizzati sia sull'intercetta che sulla pendenza. La tipologia di protocollo, TRA o ARRT, e il numero della ripetizione sono i parametri fissi, mentre il parametro randomico è l'id del soggetto. In questo modello è stata anche inclusa l'interazione tra protocollo e ripetizioni. Di conseguenza, viene calcolata una retta con pendenza ed intercetta variabile per ogni soggetto e per ogni protocollo di allenamento. Utilizzando i modelli sono poi ottenuti i valori di media marginale stimata e l'intervallo di confidenza (CI) al 95%.

L'analisi statistica della MNF è stata effettuata sempre tramite un modello lineare ad effetti misti, ma lavorando sui valori di pendenza moltiplicati per 2300, in modo da osservare i dati in formato percentuale e considerando gli effetti alla fine delle 24 ripetizioni. Nel modello sono stati applicati effetti randomizzati sia sull'intercetta che sulla pendenza. I parametri fissi sono la tipologia di protocollo e la posizione dell'elettrodo, prossimale o distale, mentre il parametro randomico è l'id del soggetto. È stata anche inclusa nel modello l'interazione tra il protocollo e il posizionamento dell'elettrodo. I valori di pendenza sono stati filtrati in base al muscolo, andando ad applicare un modello ai dati di ogni muscolo per un totale di tre modelli. Utilizzando i modelli sono poi ottenuti i valori di media marginale stimata e l'intervallo di confidenza (CI) al 95%. Dei 216 valori di pendenza ottenuti 5 sono stati scartati e non utilizzati nei modelli siccome sono stati osservati degli artefatti nei segnali. Si ipotizza che questi problemi derivino da una non corretta adesione degli elettrodi alla coscia del soggetto siccome gli artefatti sono presenti nelle ultime ripetizioni della sessione e si osservano oscillazioni molto lente che non possono essere causate da potenziali d'azione. Viene riportato un esempio in cui si mostra il segnale EMG nelle prima e nell'ultima ripetizione [Figura 17].

Sono poi state verificate le assunzioni di omoschedasticità e normalità tramite ispezione visiva dei residuali mediante il pacchetto *performance*.

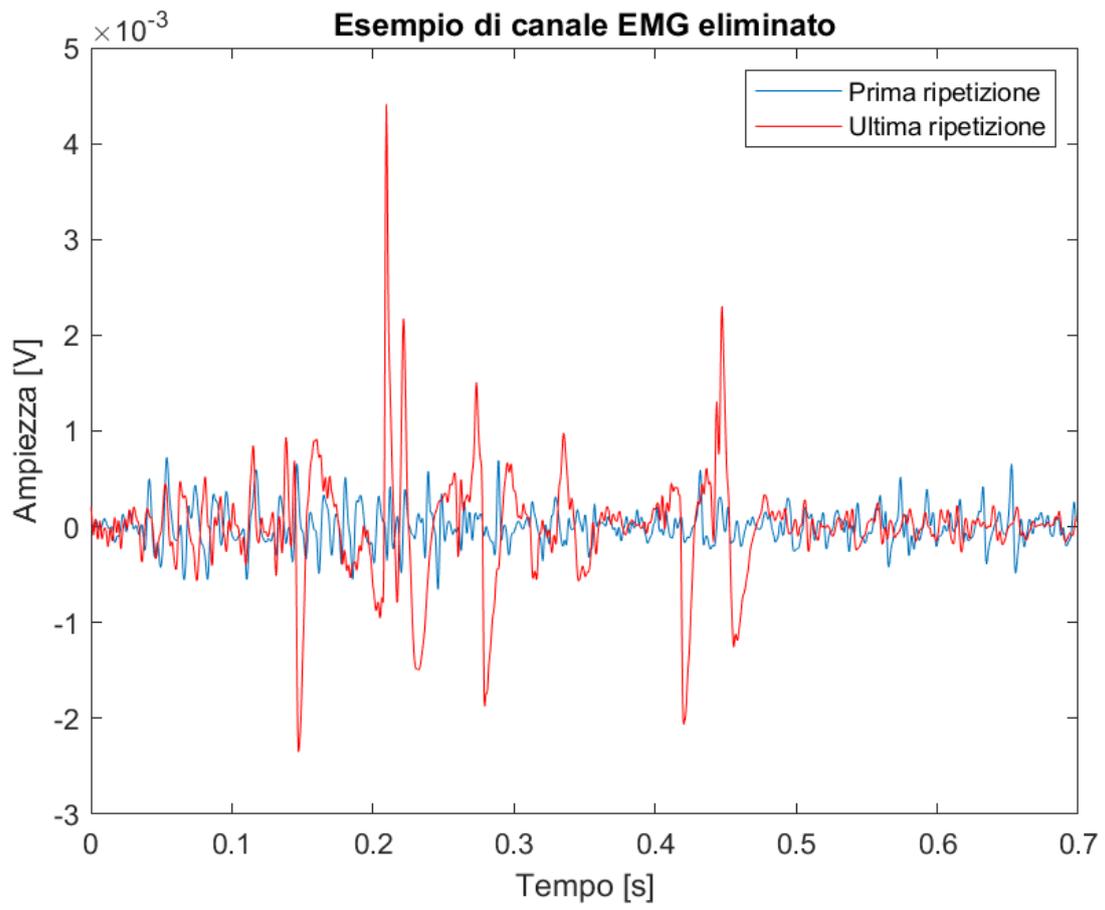


Figura 17-Esempio di canale EMG scartato a causa degli artefatti

RISULTATI

Per quanto riguarda i parametri percettivi, RPE e ROF, e di perdita di lavoro [Tabella 5] vengono riportati i risultati della statistica descrittiva come media e deviazione standard [Tabella 5]. Viene anche riportato, per ogni soggetto, il numero di ripetizioni eseguite ad ogni cluster del protocollo autoregolato [Figura 18] e una rappresentazione jitter plot della perdita di lavoro nel protocollo ARRT e TRA [Figura 19].

Tabella 4-Statistica descrittiva dei parametri percettivi di RPE e ROF

Protocollo	Variabile	Media \pm std
ARRT	ROF	6.62 \pm 1.27
TRA	ROF	6.50 \pm 1.50
ARRT	RPE	8.18 \pm 1.73
TRA	RPE	8.02 \pm 1.65

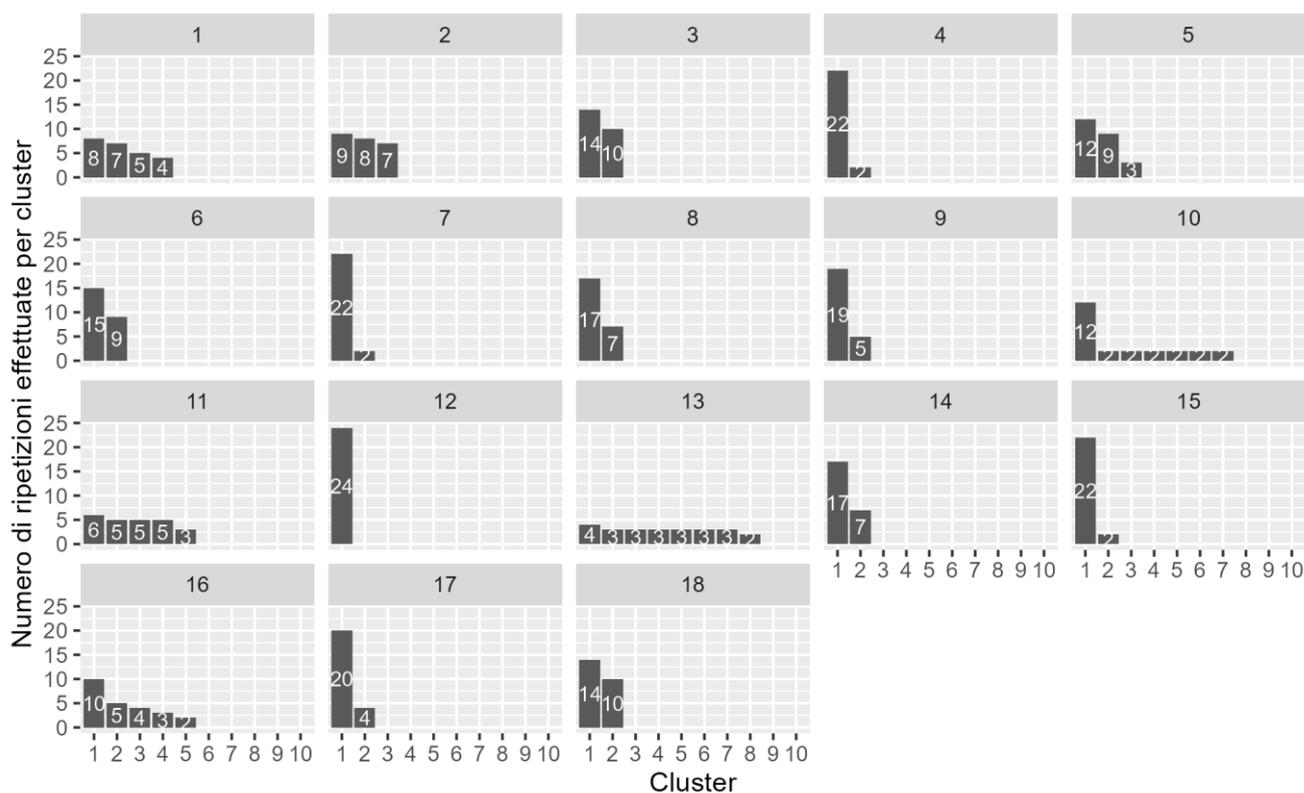


Figura 18-Numero di ripetizioni per cluster durante il protocollo ARRT di ogni soggetto

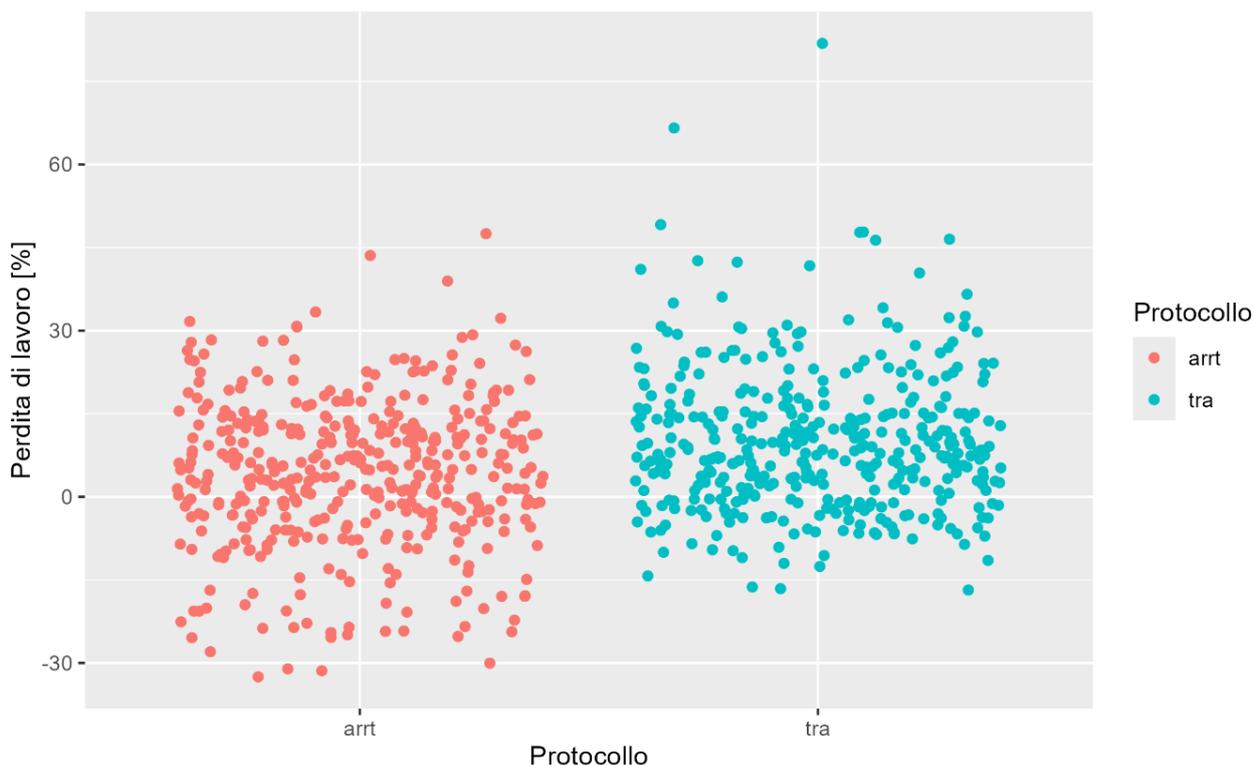


Figura 19-Jitter plot della perdita di lavoro di ogni ripetizione

Tabella 5-Statistica descrittiva della perdita di lavoro rispetto alla prima ripetizione

Parametro	Media [%]	STD [%]
Perdita di lavoro (ARRT)	3.96	13.3
Perdita di lavoro (TRA)	9.81	12.7

I modelli lineari ad effetti misti applicati alla perdita di lavoro hanno riportato un main effect dovuto alle ripetizioni ($\text{estimate}=0.39\% \cdot \text{ripetizione}^{-1}$, $p<0.001$, 95% CI da 0.18 a 0.61) indicando che per ogni ripetizione si ha una perdita di lavoro aggiuntiva. È anche presente un'interazione statisticamente significativa tra protocollo di allenamento e ripetizioni ($\text{estimate}=0.41\% \cdot \text{ripetizione}^{-1}$, $p<0.001$, 95% CI da 0.22 a 0.59) indicando che il metodo TRA porta ad una maggiore perdita di lavoro ad ogni ripetizione rispetto al protocollo ARRT [Tabella 6].

Tabella 6-Risultati dei modelli applicata alla perdita di lavoro rispetto alla prima ripetizione

Predictors	Estimates [% · ripetizione ⁻¹]	CI (95%)	p value
Intercept (ARRT)	0.41	0.22 – 0.59	0.539
TRA	0.56	-2.16 – 3.28	0.685
Rep	0.39	0.18 – 0.61	<0.001
TRA x rep	0.41	0.22 – 0.59	<0.001

Dal modello applicato allo slope della MNF del muscolo VM si può osservare un main effect causato dalla porzione del muscolo ($\text{estimate}=4.24\%$, $p=0.028$, 95% CI da 0.46 a 8.01) [Tabella 7] che indica una minore decrescita della MNF per la porzione prossimale [Figura 20].

Invece, si può osservare un main effect per quanto riguarda il protocollo sia nel caso del muscolo VL

(estimate=6.86%, p=0.002, 95% CI da 2.63 a 11.08) [Tabella 8] [Figura 21] che RF (estimate=7.05%, p=0.016, 95% CI da 1.33 a 12.77) [Tabella 9] [Figura 22], indicando una minore manifestazione mioelettrica di fatica durante il protocollo TRA.

Tabella 7-Risultati del modello applicato al muscolo VM

Predictors	Estimates [%]	CI (95%)	p value
Intercept (ARRT DISTALE)	-8.75	-11.74 – -5.76	<0.001
TRA	3.52	-0.32 – 7.35	0.072
PROX	4.24	0.46 – 8.01	0.028
TRA x PROX	0.15	7.03 – 17.80	0.955

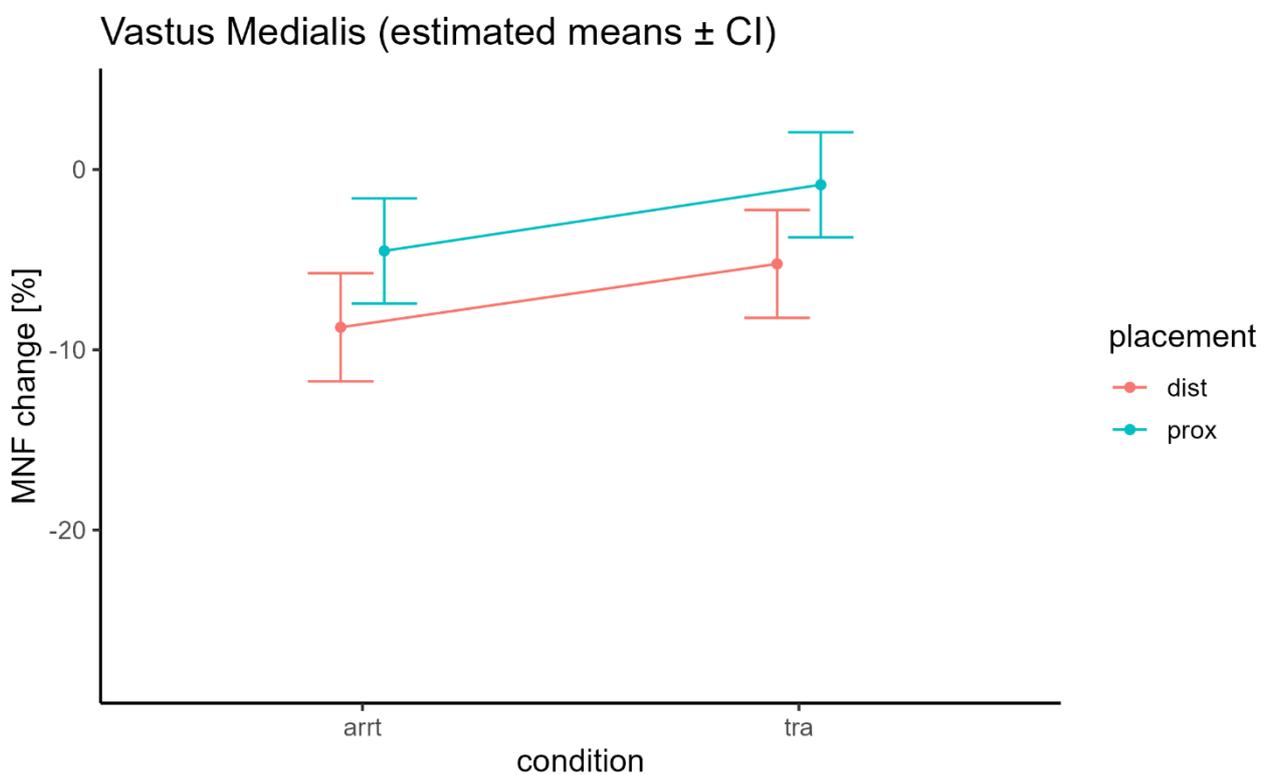


Figura 20-Valodi di estimated means e CI dal modello del muscolo VM

Tabella 8-Risultati del modello applicato al muscolo VL

Predictors	Estimates [%]	CI (95%)	p value
Intercept (ARRT DISTALE)	-8.71	-12.38 – -5.04	<0.001
TRA	6.86	2.63 – 11.08	0.002
PROX	2.57	-1.65 – 6.79	0.228
TRA x PROX	-5.37	-11.37 – -0.63	0.078

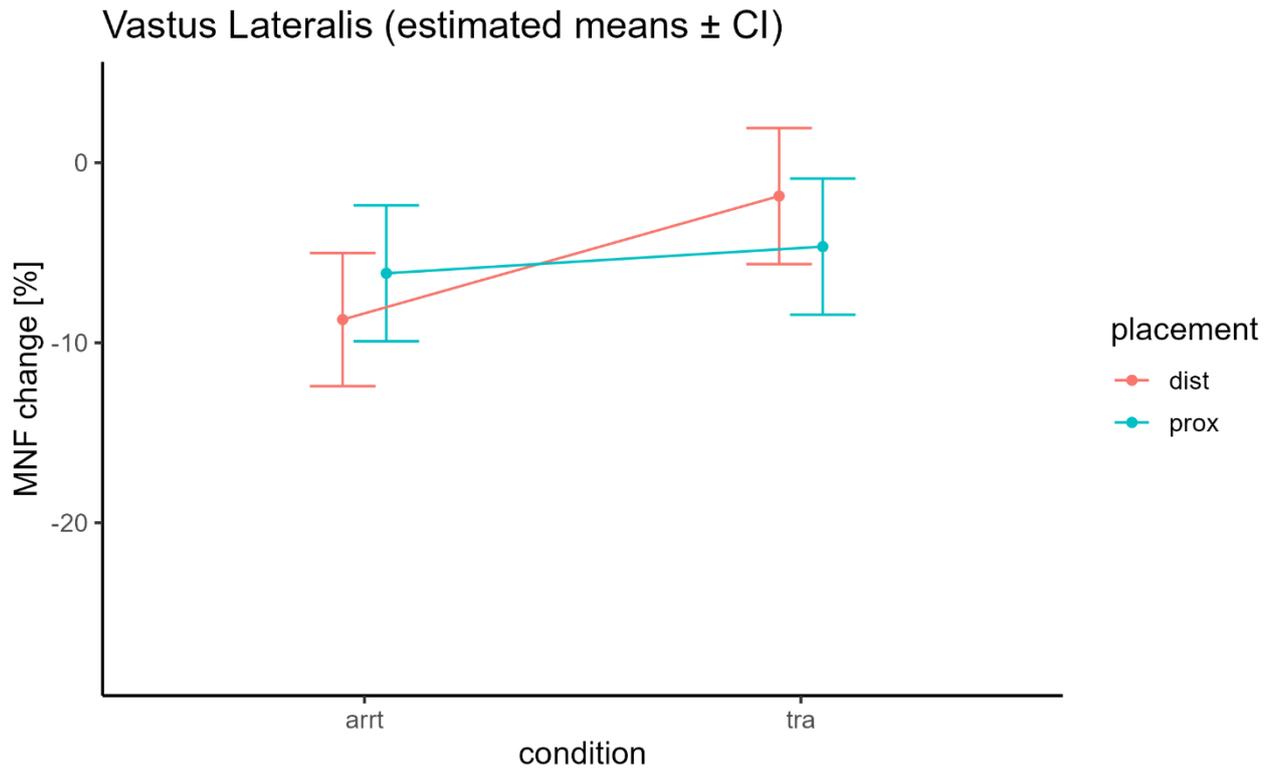


Figura 21-Valori di estimated means e CI dal modello del muscolo VL

Tabella 9-Risultati del modello applicato al muscolo RF

Predictors	Estimates [%]	CI (95%)	p value
Intercept (ARRT DISTALE)	-17.97	-23.06 – -12.89	<0.001
TRA	7.05	1.33 – 12.77	0.016
PROX	-1.69	-7.41 – 4.03	0.558
TRA x PROX	-1.50	-9.60 – 6.59	0.712

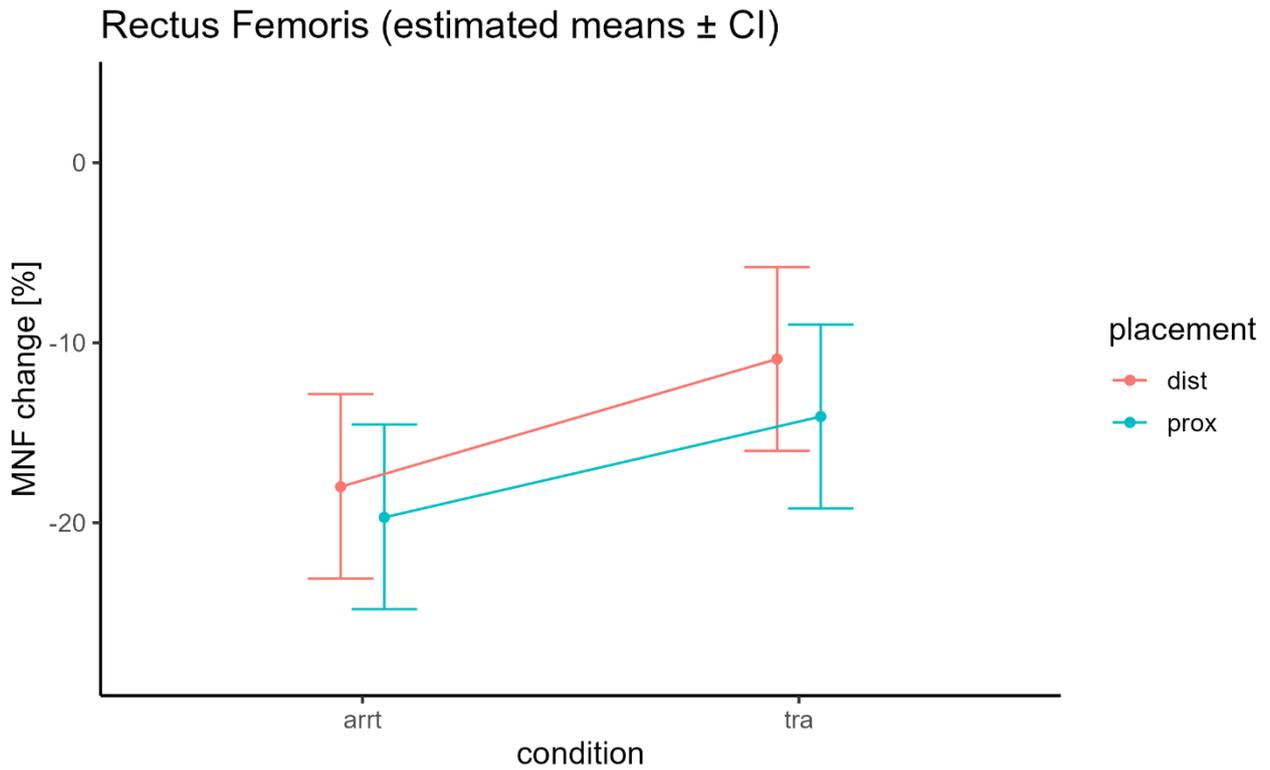


Figura 22-Valori di estimated means e CI dal modello del muscolo RF

DISCUSSIONE E CONCLUSIONI

In questo studio si sono confrontati gli effetti di un protocollo di allenamento ARRT e di uno tradizionale sulla perdita di lavoro e sulla compressione spettrale. Ogni soggetto ha eseguito movimenti ripetuti di leg-extension con un macchinario isocinetico, in una sessione con protocollo autoregolato ed in una con protocollo tradizionale a schemi fissi ma con pari numero di ripetizioni e recupero totale.

Il primo effetto emerso è che la metodologia ARRT ha portato ad una minore perdita di lavoro rispetto allo schema tradizionale. Questo è in linea con gli studi precedenti in cui si notava una minore perdita di velocità del bilanciere in esercizi con sovraccarichi quali il back squat e la panca piana rispetto agli schemi tradizionali (22,23). Di conseguenza, l'utilizzo del protocollo ARRT permette una minore riduzione dell'output meccanico all'interno della sessione di allenamento a parità di carico di lavoro esterno (e.g., numero di ripetizioni eseguite alla stessa velocità angolare). Tuttavia, questo studio, rispetto ai precedenti, è stato condotto chiedendo ai soggetti di eseguire delle azioni muscolari caratterizzate da una diversa contrazione muscolare quale quella isocinetica oltre ad evitare le fasi eccentriche durante l'esercizio della leg-extension. Pertanto, si ipotizza che la diversa distribuzione delle ripetizioni ed i pattern di perdita di output meccanici, rispetto agli altri studi, derivino dalla mancanza di una contrazione eccentrica. Infatti, dalla letteratura è noto come sia presente fatica sia eseguendo contrazioni esclusivamente concentriche che eccentriche. Nello specifico, la diminuzione acuta della forza non dipende dalla tipologia di contrazione eseguita. Eseguire contrazioni a massima intensità concentriche o eccentriche porta, in entrambi i casi, ad una diminuzione acuta della forza massima in una contrazione concentrica, eccentrica o isometrica (41). Di conseguenza, la mancanza di una contrazione eccentrica implica la mancanza un'attivazione muscolare, che comunque porta a manifestazioni di fatica, e conseguentemente ad una riduzione del lavoro totale del muscolo e ad un maggiore periodo di riposo da parte del muscolo tra le ripetizioni. Ciononostante, l'utilizzo del macchinario isocinetico permette un migliore controllo del tempo sotto tensione (TUT) e del ROM di movimento. Pertanto, il movimento eseguito risulta essere più costante nel tempo rispetto ad un esercizio come il back squat in cui a causa della fatica potrebbe presentarsi una variazione del ROM e del TUT dato che la velocità media per ogni ripetizione si riduce. Dalla letteratura si può infatti osservare come a causa della fatica si possano manifestare variazioni del ROM nell'esercizio di squat (42,43) o affondo (44). Considerando il maggior controllo del movimento si ipotizza che il diverso output meccanico derivi da fattori psicologici e motivazionali. Nella fattispecie, la percezione di avere un allenamento personalizzato e il dover rispettare un target prestativo, quale l'80% del picco di momento, potrebbe portare l'atleta ad una migliore performance dovuto a tali trigger motivazionali.

Durante un task di endurance, definibile come una qualsiasi condizione in cui un soggetto deve continuare ad eseguire un compito nonostante una sensazione di sconforto, la motivazione del soggetto può portare a diversi risultati. Infatti, in queste condizioni si presenta un confronto interno di desiderio-obiettivo: continuare ad eseguire il task pur sapendo delle condizioni negative a cui si va incontro, oppure modificare/interrompere il task in modo da ottenere un sollievo momentaneo, che però va contro il proprio obiettivo. Nella condizione di questo studio il soggetto percepisce uno sconforto, se non addirittura un dolore, a causa dei metaboliti dovuti alla contrazione muscolare. In alcuni soggetti la voglia di ridurre il fastidio può portare ad un'interruzione delle ripetizioni o ad una diminuzione della performance. Vengono definiti soggetti "autonomamente motivati" coloro che si identificano come legati all'attività che stanno eseguendo. Questi soggetti tendono ad avere una maggiore motivazione nell'eseguire il task nonostante la sensazione di dolore, andando a portare un diverso bilancio durante il confronto desiderio-obiettivo. Applicando il protocollo ARRT, il soggetto percepisce l'allenamento come personalizzato, fenomeno che potrebbe portare ad una maggiore motivazione pre-task ed una maggiore

identificazione con la sessione di allenamento. Allo stesso modo durante l'allenamento è presente una maggiore motivazione in-task che potrebbe portare ad una maggiore propensione nel continuare il task nonostante il dolore siccome si riconosce l'autoregolazione come propria (45).

Si ricorda che in entrambe le sessioni di allenamento ad ogni atleta veniva specificato di generare quanta più forza possibile in ogni singola ripetizione con i ricercatori presenti pronti ad incoraggiarlo vocalmente in modo da mantenere le condizioni esterne identiche per tutti i soggetti e tutte le sessioni.

Dai modelli applicati alla MNF sono emersi diversi risultati in base al muscolo considerato.

Nel caso del VM si può notare che l'unico effetto statisticamente significativo è dovuto alla porzione muscolare. Si può quindi concludere che, indipendente dalla tipologia di protocollo, la porzione prossimale riporta una minore manifestazione mioelettrica di fatica. Bisognerebbe quindi osservare i muscoli nella loro interezza, rispetto ad utilizzare unicamente prelievi bipolari, in modo da ottenere risultati più completi riguardo alle attivazioni muscolari.

Invece, nel caso del muscolo VL e RF l'unico main effect presente è relativo al protocollo. Di conseguenza, per questi due capi muscolari, indipendentemente dalla porzione osservata, il protocollo ARRT porta ad una maggiore manifestazione mioelettrica di fatica. Questo potrebbe essere causato dalla presenza di soggetti in cui si sono eseguite molte ripetizioni senza recupero con conseguente elevato accumulo di metaboliti.

Tuttavia, dai modelli si osservano effetti non significativi ma con p-value poco superiori a 0.005, come nel caso del main effect del protocollo per il VM ($p=0.072$) o l'interazione tra protocollo e posizione per il VL ($p=0.078$). Per poter affermare con certezza che ci sia una differenza statisticamente significativa bisognerebbe studiare ulteriori soggetti in modo da aumentare la potenza statistica del test.

Dal punto di vista applicato, si potrebbe quindi consigliare il protocollo ARRT per cercare di far generare al soggetto un migliore output meccanico. Tuttavia, questo porta a maggiori manifestazioni mioelettriche di fatica nei muscoli RF e VL, che si può ipotizzare essere dovute alla maggiore probabile presenza di metaboliti nel muscolo. Di conseguenza, si potrebbe definire il protocollo ARRT come migliore da un punto di vista prestativo, pagando però il prezzo di generare maggiore stress a livello muscolare. Sarebbe compito di operatori del mestiere decidere se tale rapporto stress-beneficio dovuto all'utilizzo di questa struttura di allenamento sia ragionevole e vantaggioso. Infatti, il termine stress non deve presentare obbligatoriamente un'accezione negativa. I miglioramenti di forza e ipertrofia ottenuti tramite il resistance training sono ottenuti a causa di uno stimolo esterno che deve aumentare nel tempo per continuare a permettere miglioramenti (9). Sul lungo periodo il metodo ARRT potrebbe portare a maggiori miglioramenti di forza e/o ipertrofia proprio a causa di questo maggiore stimolo che viene fornito. Studi futuri potrebbero concentrarsi sul cercare di definire maggiormente questo rapporto stress-beneficio in modo da comprendere da cosa dipenda e quando sia adeguato utilizzare questo protocollo. Ad esempio, utilizzando di diversi criteri di autoregolazione, come il picco di momento inferiore al 70% del valore iniziale invece dell'80% potrebbe indurre un aumento delle manifestazioni mioelettriche di fatica nel protocollo ARRT. Si è inoltre consapevoli che questo studio non possa essere paragonato ai precedenti per via della diversa modalità di contrazione. Inoltre, studiare diverse tipologie di contrazione e/o esercizi permetterebbe di osservare gli effetti del protocollo ARRT in diverse condizioni. Infatti, la modalità di contrazione del quadricipite osservata, solo concentrica, è diversa da una ciclo di contrazione eccentrica-concentrica presente in un esercizio di accosciata come lo squat. In studi precedenti sono già state osservate differenze statisticamente significative nella perdita di velocità quando si confrontano due esercizi diversi a cui viene applicato lo stesso protocollo ARRT (23). Se venisse, ad esempio, analizzato l'esercizio di back squat e tutti i soggetti in ogni cluster autoregolato eseguissero meno

ripetizioni che nelle serie dell'allenamento tradizionale i risultati relativi alle manifestazioni mioelettriche di fatica potrebbero cambiare, ad esempio portando ad un minore stress per il metodo ARRT o ad una differenza non statisticamente significativa. Infine, considerando la diversa attivazione del VM in base alla porzione considerata l'utilizzo dell'elettromiografia ad alta densità potrebbe permettere una migliore comprensione delle attivazioni muscolari durante specifici esercizi di resistance training e specifici protocolli.

BIBLIOGRAFIA

1. Enoka RM, Stuart DG. Neurobiology of muscle fatigue [Internet]. Vol. 72, J. Appl. Physiol. 1992. Available from: www.physiology.org/journal/jappl
2. Micklewright D, St Clair Gibson A, Gladwell V, Al Salman A. Development and Validity of the Rating-of-Fatigue Scale. *Sports Medicine*. 2017 Nov 1;47(11):2375–93.
3. Behrens M, Gube M, Chaabene H, Prieske O, Zenon A, Broscheid KC, et al. Fatigue and Human Performance: An Updated Framework. Vol. 53, *Sports Medicine*. Springer Science and Business Media Deutschland GmbH; 2023. p. 7–31.
4. Cifrek M, Medved V, Tonković S, Ostojić S. Surface EMG based muscle fatigue evaluation in biomechanics. Vol. 24, *Clinical Biomechanics*. 2009. p. 327–40.
5. Knaflitz M, Bonato P. Time-frequency methods applied to muscle fatigue assessment during dynamic contractions [Internet]. Vol. 9, *Journal of Electromyography and Kinesiology*. 1999. Available from: www.elsevier.com/locate/jelekin
6. Abou Sawan S, Nunes EA, Lim C, McKendry J, Phillips SM. The Health Benefits of Resistance Exercise: Beyond Hypertrophy and Big Weights. *Exercise, Sport and Movement*. 2023;1(1).
7. Momma H, Kawakami R, Honda T, Sawada SS. Muscle-strengthening activities are associated with lower risk and mortality in major non-communicable diseases: a systematic review and meta-analysis of cohort studies. Vol. 56, *British Journal of Sports Medicine*. BMJ Publishing Group; 2022. p. 755–63.
8. Suchomel TJ, Nimphius S, Stone MH. The Importance of Muscular Strength in Athletic Performance. Vol. 46, *Sports Medicine*. Springer International Publishing; 2016. p. 1419–49.
9. American College of Sports Medicine. Progression models in resistance training for healthy adults. *Med Sci Sports Exerc*. 2009 Mar;41(3):687–708.
10. Knaier R, Infanger D, Cajochen C, Schmidt-Trucksäss A, Faude O, Roth R. Diurnal and day-to-day variations in isometric and isokinetic strength. *Chronobiol Int*. 2019 Nov 2;36(11):1537–49.
11. Payne J, Welshans M, Seeland S, Nielsen M. Nutritional Considerations for the Power Athlete [Internet]. 2022. Available from: <http://journals.lww.com/acsm-csmr>
12. Knowles OE, Drinkwater EJ, Urwin CS, Lamon S, Aisbett B. Inadequate sleep and muscle strength: Implications for resistance training. Vol. 21, *Journal of Science and Medicine in Sport*. Elsevier Ltd; 2018. p. 959–68.
13. Zhang X, Li H, Bi S, Luo Y, Cao Y, Zhang G. Auto-Regulation Method vs. Fixed-Loading Method in Maximum Strength Training for Athletes: A Systematic Review and Meta-Analysis. Vol. 12, *Frontiers in Physiology*. Frontiers Media S.A.; 2021.
14. Larsen S, Kristiansen E, van den Tillaar R. Effects of subjective and objective autoregulation methods for intensity and volume on enhancing maximal strength during resistance-training interventions: A systematic review. Vol. 9, *PeerJ*. PeerJ Inc.; 2021.

15. Meeusen R, Duclos M, Foster C, Fry A, Gleeson M, Nieman D, et al. Prevention, diagnosis, and treatment of the overtraining syndrome: Joint consensus statement of the European College of Sport Science and the American College of Sports Medicine. *Med Sci Sports Exerc.* 2013 Jan;45(1):186–205.
16. Bell L, Ruddock A, Maden-Wilkinson T, Rogerson D. Overreaching and overtraining in strength sports and resistance training: A scoping review. *J Sports Sci.* 2020 Aug 17;38(16):1897–912.
17. Tufano JJ, Brown LE, Haff AGG. BRIEF REVIEW THEORETICAL AND PRACTICAL ASPECTS OF DIFFERENT CLUSTER SET STRUCTURES: A SYSTEMATIC REVIEW [Internet]. Available from: www.nsc.com
18. Latella C, Teo WP, Drinkwater EJ, Kendall K, Haff GG. The Acute Neuromuscular Responses to Cluster Set Resistance Training: A Systematic Review and Meta-Analysis. Vol. 49, *Sports Medicine*. Springer International Publishing; 2019. p. 1861–77.
19. Jukic I, Van Hooren B, Ramos AG, Helms ER, McGuigan MR, Tufano JJ. The Effects of Set Structure Manipulation on Chronic Adaptations to Resistance Training: A Systematic Review and Meta-Analysis. Vol. 51, *Sports Medicine*. Springer Science and Business Media Deutschland GmbH; 2021. p. 1061–86.
20. Fisher J, Steele J, Bruce-Low S, Smith D. Evidence-Based Resistance Training Recommendations. *Medicina Sportiva.* 2011 Sep 1;15(3):147–62.
21. Grgic J, Schoenfeld BJ, Orazem J, Sabol F. Effects of resistance training performed to repetition failure or non-failure on muscular strength and hypertrophy: A systematic review and meta-analysis. Vol. 11, *Journal of Sport and Health Science*. Elsevier B.V.; 2022. p. 202–11.
22. Dello Iacono A, Watson K, Jukic I. The Autoregulation Rest Redistribution Training method mitigates sex differences in neuromuscular and perceived fatigue during resistance training. *Int J Sports Physiol Perform.* 2024 May 21;19(7):685–95.
23. Dello Iacono A, Hillan J, Watson K. Personalizing Resistance Training Mitigates Neuromuscular and Perceived Fatigue: The Autoregulation Cluster Training Method. *Int J Sports Physiol Perform.* 2023 May 1;18(5):503–11.
24. WHO guidelines on physical activity and sedentary behaviour. Geneva: World Health Organization; 2020.
25. Mcleod JC, Currier BS, Lowisz C V., Phillips SM. The influence of resistance exercise training prescription variables on skeletal muscle mass, strength, and physical function in healthy adults: An umbrella review. Vol. 13, *Journal of Sport and Health Science*. Elsevier B.V.; 2024. p. 47–60.
26. Mitter B, Zhang L, Bauer P, Baca A, Tschan H. Modelling the relationship between load and repetitions to failure in resistance training: A Bayesian analysis. *Eur J Sport Sci.* 2023;23(7):1203–13.
27. Nishizono H, Kurata H, Miyashita M. Muscle fiber conduction velocity related to stimulation rate. Vol. 72, *Electroencephalography and clinical Neurophysiology*. 1989.
28. Mesin L. Neuromuscular system engineering. 2019. 1–41 p.
29. Merletti R, Parker P. Electromyography. In: *Wiley Encyclopedia of Electrical and Electronics Engineering* [Internet]. Wiley; 1999. Available from: <https://onlinelibrary.wiley.com/doi/10.1002/047134608X.W1413>

30. Fuglevand AJ, Winter DA, Patla AE. Models of Recruitment and Rate Coding Organization in Motor-Unit Pools [Internet]. Vol. 70, *JOURNAL OF NEUROPHYSIOLOGY*. 1993. Available from: www.physiology.org/journal/jn
31. Stalberg E. Macro EMG, a new recording technique. Vol. 43, *Neurosurgery, and Psychiatry*. 1980.
32. Vieira TM, Cerone GL, Botter A, Watanabe K, Vigotsky AD. The Sensitivity of Bipolar Electromyograms to Muscle Excitation Scales With the Inter-Electrode Distance. *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*. 2023;31:4245–55.
33. Merletti R, Botter A, Barone U. *Surface Electromyography: Physiology, Engineering, and Applications*.
34. Agostini V, Campanini I, De Marchis C, Di Nardo F, Merlo A, Nardone A, et al. Elettromiografia di superficie: un approccio non invasivo per l'analisi dell'attività muscolare. *Giornale Italiano di Medicina Riabilitativa*. 2024;40(1).
35. Vieira TM, Botter A. The Accurate Assessment of Muscle Excitation Requires the Detection of Multiple Surface Electromyograms. *Exerc Sport Sci Rev*. 2021 Jan 1;49(1):23–34.
36. Saerigeant AJ, Kernell D. *Neuromuscular Fatigue*. Amsterdam, The Netherlands: Royal Netherlands Academy of Arts and Sciences; 1993. 44–51 p.
37. Merletti R, Lo Conte LR. Surface EMG Signal Processing During Isometric Contractions. Vol. 7, *J. Electromyogr. Kinesiol*. 1997.
38. Borg G. Psychophysical bases of perceived exertion. *Med Sci Sports Exerc*. 1982;14(5):377–81.
39. de Souza LML, da Fonseca DB, Cabral H da V, de Oliveira LF, Vieira TM. Is myoelectric activity distributed equally within the rectus femoris muscle during loaded, squat exercises? *Journal of Electromyography and Kinesiology*. 2017 Apr 1;33:10–9.
40. Hermens HJ, Freriks B, Merletti R, Stegeman D, Blok J, Rau G, et al. *European Recommendations for Surface ElectroMyoGraphy*. Roessingh Research and Development; 1999.
41. Nuzzo JL, Pinto MD, Nosaka K. Overview of muscle fatigue differences between maximal eccentric and concentric resistance exercise. Vol. 33, *Scandinavian Journal of Medicine and Science in Sports*. John Wiley and Sons Inc; 2023. p. 1901–15.
42. Erman B, Ozkol MZ, Ivanović J, Arslan H, Ćosić M, Yuzbasioglu Y, et al. Assessments of ground reaction force and range of motion in terms of fatigue during the body weight squat. *Int J Environ Res Public Health*. 2021 Apr 2;18(8).
43. Hooper DR, Szivak TK, Comstock BA, Dunn-Lewis C, Apicella JM, Kelly NA, et al. EFFECTS OF FATIGUE FROM RESISTANCE TRAINING ON BARBELL BACK SQUAT BIOMECHANICS [Internet]. Available from: www.nsga.com
44. Gao L, Ye J, Bálint K, Radak Z, Mao Z, Gu Y. Biomechanical effects of exercise fatigue on the lower limbs of men during the forward lunge. *Front Physiol*. 2023;14.
45. Englert C, Taylor IM. *Motivation and self-regulation in sport and exercise*. Routledge; 2021.