



UNIVERSITÀ DEGLI STUDI DI PADOVA

Dipartimento di Scienze Biomediche

Corso di Laurea Triennale in Scienze Motorie

Tesi di Laurea

**ADATTAMENTI NEUROMUSCOLARI DEL MUSCOLO VASTO
LATERALE UMANO IN RISPOSTA AD ALLENAMENTO DI FORZA
CON SOVRACCARICO ECCENTRICO**

Relatore: Prof. Martino Franchi

Correlatore: Dott. Giacomo Valli

Laureando: Lorenzo Holneider

N° di matricola: 1222308

Anno Accademico 2021/2022

Indice

1	Introduzione	3
1.1	La forza	3
1.1.1	La contrazione muscolare	4
1.1.2	Fattori che influenzano la forza	7
1.1.3	Tipologie di forza	13
1.2	Tipologie di contrazione	13
1.2.1	Relazione forza-velocità: il grafico di Hill	14
1.2.2	La contrazione eccentrica	16
1.3	Il resistance training	18
1.3.1	Le variabili del RET	19
1.3.2	Adattamenti al RET	19
1.4	Eccentric overload training	24
2	Scopo della tesi	27
3	Materiali e Metodi	29
3.1	Partecipanti	29
3.2	Disegno sperimentale	30
3.2.1	Test	30
3.2.2	Allenamenti	33
3.3	Analisi dei dati	35
4	Risultati	37
5	Discussione	43
6	Conclusioni	49
	Ringraziamenti	51
	Bibliografia	53

Capitolo 1

Introduzione

Questo elaborato di tesi si inserisce all'interno di un progetto di ricerca più ampio condotto dal gruppo di Fisiologia neuromuscolare del Dipartimento di Scienze Biomediche dell'Università degli Studi di Padova. Nel complesso lo studio è finalizzato a valutare gli adattamenti strutturali, funzionali e neuromuscolari del muscolo vasto laterale umano in risposta a 4 settimane di allenamento contro resistenza. I 24 partecipanti presi in esame (12 maschi e 12 femmine) sono stati suddivisi in due gruppi in maniera randomizzata e sottoposti a differenti protocolli di allenamento. Nel gruppo di controllo si è fatto ricorso ad un allenamento convenzionale a resistenza costante, mentre al gruppo sperimentale è stato somministrato un sovraccarico durante la fase eccentrica dell'esercizio. Per gli allenamenti è stata utilizzata un'innovativa leg press, dotata di un motore elettromagnetico, che permette di impostare una resistenza differente durante le due fasi del movimento.

All'interno di questa tesi vengono discussi e messi a confronto gli adattamenti neuromuscolari ottenuti dai due gruppi, osservati attraverso analisi elettromiografica, al fine di comprendere gli effetti della pratica dell'allenamento con sovraccarico eccentrico. Infatti, se da un punto di vista teorico questa metodologia di allenamento sembra essere efficace, la ricerca concernente le risposte acute e croniche da esso indotte risulta ancora inconsistente e necessita di ulteriori approfondimenti.

1.1 La forza

La forza muscolare è definita come la capacità del muscolo scheletrico di sviluppare una tensione che permette di vincere una resistenza o di opporvisi [1]. Tale resistenza può essere determinata dal peso del proprio corpo (o di una

parte di esso) oppure da un carico esterno. La forza rientra tra le capacità motorie fondamentali, in particolare viene classificata quale capacità condizionale assieme a velocità e resistenza.

Negli ultimi anni la scoperta di numerosi benefici legati allo sviluppo e al miglioramento della forza, attraverso specifici programmi di esercizio fisico, ha stimolato fortemente l'interesse del panorama scientifico al riguardo.¹ In primo luogo l'allenamento della forza contribuisce al mantenimento di una buona condizione di salute prevenendo l'insorgenza di numerose patologie croniche quali l'osteoporosi, la sarcopenia, il diabete di tipo 2, l'ipertensione, l'aterosclerosi e l'obesità [2]. Lo sviluppo della forza trova poi spazio nella preparazione fisica di qualsiasi atleta, in virtù della sua influenza su numerosi fattori correlati con la performance sportiva [3]. Livelli elevati di forza muscolare sono fortemente associati a caratteristiche forza-tempo migliori (e.g. rate of force development e peak power output), le quali contribuiscono all'incremento della prestazione complessiva dell'atleta. Molte ricerche supportano l'idea che una maggiore forza muscolare permetta di potenziare l'esecuzione di abilità motorie generali tipiche della maggior parte delle discipline sportive, come compiere sprint e cambi di direzione, saltare e lanciare. Infine è bene ricordare che l'allenamento della forza risulta fondamentale nella prevenzione degli infortuni muscolo-scheletrici, altro importante elemento da tenere in considerazione quando si ha a che fare con atleti.

Al fine di proporre programmi di allenamento efficaci in relazione all'obiettivo perseguito, sia in ambito sportivo che fitness, risulta necessario comprendere le basi anatomo-fisiologiche della forza. Nel tempo la ricerca ha compiuto importanti passi avanti in questo senso, permettendoci ad oggi di conoscere i principali meccanismi alla base della contrazione muscolare.

1.1.1 La contrazione muscolare

Il muscolo scheletrico è costituito da un insieme di fibre muscolari (chiamate anche miociti) organizzate attraverso una struttura gerarchica. Partendo dall'esterno il muscolo è ricoperto da uno strato di tessuto connettivo noto come epimisio. Questo tessuto non solo avvolge il muscolo ma ne penetra all'interno, dove forma delle ramificazioni e prende il nome di perimisio. Questo strato, più lasso dell'epimisio, permette l'associazione di gruppi più piccoli di miociti che vanno a costituire i fascicoli muscolari. Ciascuna fibra del fascicolo è a

¹Più di 45.000 risultati su PubMed ricercando articoli pubblicati tra il 2000 e il 2022 utilizzando le parole chiave *strength training*.

sua volta ricoperta da un ulteriore strato di connettivo, prolungamento del perimysio, chiamato endomysio. Ogni cellula muscolare deriva dall'unione di un elevato numero di miofibrille (circa 1000), fasci di proteine contrattili che si estendono longitudinalmente per tutta la lunghezza della fibra, a loro volta formati da lunghe catene di sarcomeri. Il sarcomero rappresenta l'unità funzionale del muscolo scheletrico, ovvero la più piccola struttura in grado assolvere tutte le funzioni dell'organo.

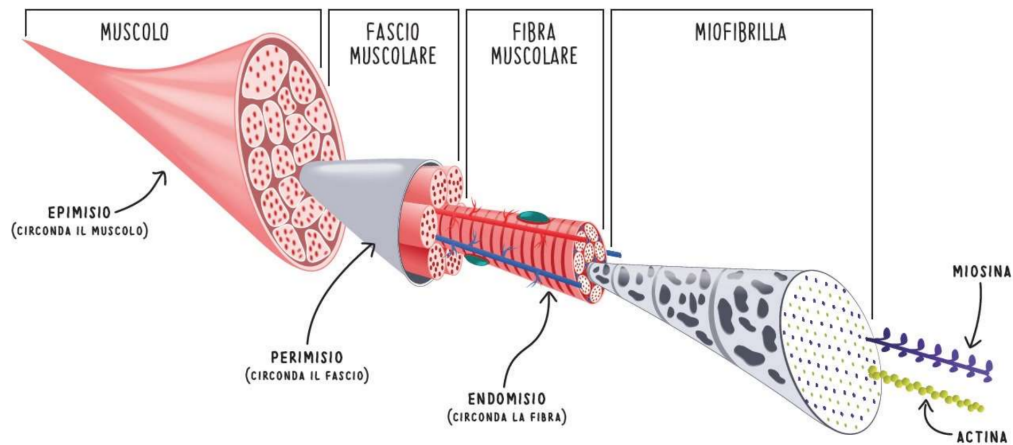


Figura 1.1: La struttura gerarchica del muscolo ¹

Il meccanismo fisiologico alla base dello sviluppo di tensione da parte del muscolo scheletrico prende il nome di contrazione muscolare e consiste in una transitoria riorganizzazione del citoscheletro all'interno del sarcomero. A livello molecolare il sarcomero è costituito dalle proteine contrattili miosina e actina, dalle proteine regolatrici troponina e tropomiosina e da proteine strutturali accessorie tra le quali ricordiamo la titina e la nebulina. Miosina e actina si associano a formare rispettivamente filamenti spessi e filamenti sottili, importanti elementi citoscheletrici la cui interazione è alla base del meccanismo molecolare di contrazione, il *ciclo dei ponti trasversali* [4]. Troponina e tropomiosina si legano all'actina sui filamenti sottili e hanno un ruolo determinante nella regolazione dei legami fra i ponti acto-miosinici.

La contrazione del muscolo è innescata da stimoli nervosi volontari (ad eccezione dei movimenti riflessi) provenienti dal sistema nervoso centrale. Ciascuna fibra è innervata da almeno un terminale assonico di un motoneurone a livello della giunzione neuromuscolare (anche nota come placca motrice), che rappresenta la sede di trasmissione dell'impulso elettrico dal sistema nervoso alla fibra

¹Fonte: <https://www.dreamstime.com/stock-illustration-structure-skeletal-muscle-each-fiber-has-many-bundles-myofilaments-each-bundle-called-myofibril-what-gives-its-image71569200>

muscolare. La depolarizzazione della membrana plasmatica del motoneurone, in seguito alla sua eccitazione, provoca la fusione di vescicole contenenti acetilcolina (ACh) con la membrana stessa a livello del bottone sinaptico. L'ACh è quindi rilasciata nella fessura sinaptica della giunzione neuromuscolare e contattata la membrana del miocita (il sarcolemma). Sulla membrana può legare degli specifici recettori ionotropici, ovvero canali ionici la cui apertura è indotta dal legame con uno specifico ligando, in questo caso l'ACh. L'apertura del canale permette l'ingresso nel miocita di un gran numero di ioni sodio (Na^+) causando la depolarizzazione della membrana e quindi la sua eccitazione, la quale si propaga lungo tutta la superficie del sarcolemma. La depolarizzazione è trasmessa anche ai tubuli T, invaginazioni della membrana plasmatica che favoriscono la propagazione del segnale all'interno della cellula. L'eccitazione dei tubuli T attiva l'adiacente reticolo sarcoplasmatico, un sistema di tubuli longitudinali e cisterne terminali nel quale è accumulato un gran numero di ioni calcio (Ca^{2+}). L'attivazione del reticolo ne determina lo svuotamento provocando un importante aumento della concentrazione citoplasmatica di Ca^{2+} . Il flusso di calcio è lo stimolo finale che permette l'innesco del ciclo dei ponti trasversali. A riposo, infatti, la troponina e la tropomiosina bloccano l'accesso della miosina al sito di legame con l'actina. Ad elevate concentrazioni di calcio, invece, la troponina lega 4 ioni Ca^{2+} a livello della subunità C e ciò ne provoca una variazione conformazionale che si trasferisce anche alle altre subunità (I e T) e alla tropomiosina, con conseguente esposizione del sito di interazione acto-miosinico. Non appena il sito di legame viene liberato la testa della miosina lega l'actina grazie alla sua azione ATPasica che permette di utilizzare l'energia derivante dall'idrolisi di ATP per costituire il legame. Il rilascio del gruppo fosfato determina il *power stroke* (colpo di forza), cioè una variazione conformazionale della testa miosinica che trascina con sé il filamento di actina. Il legame della miosina con un'altra molecola di ATP provoca il distacco dall'actina e il ciclo si ripete. La somma di numerosi colpi di forza che avvengono in rapida successione determina lo scorrimento dei filamenti sottili sui filamenti spessi ovvero la contrazione macroscopica del muscolo. Se al termine di ciascun ciclo tutte le teste miosiniche si staccassero dall'actina per iniziarne uno nuovo il muscolo si rilascerebbe e sarebbe impossibile sommare i *power stroke*. Per questo motivo ad ogni istante molte teste miosiniche legano l'actina determinandone lo scorrimento, mentre le restanti si trovano in una diversa fase del ciclo. Si parla quindi di ciclicità asincrona dei ponti trasversali in quanto vi è un'alternanza nel loro coinvolgimento.

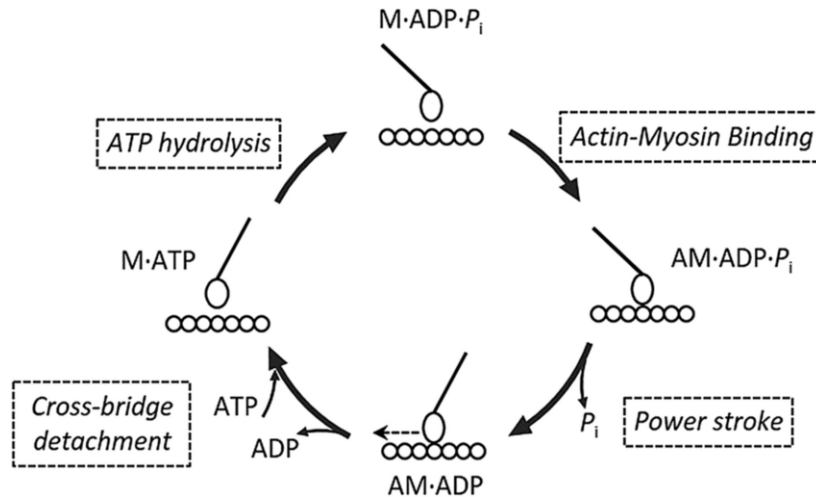


Figura 1.2: Il ciclo dei ponti trasversali [5]

1.1.2 Fattori che influenzano la forza

Le variabili che possono influenzare i livelli di forza di un soggetto sono molteplici ma è possibile racchiudere le più determinanti in due classi principali: fattori strutturali e fattori nervosi. I primi sono legati alle caratteristiche morfologiche del muscolo e si riferiscono quindi al tipo di fibre che lo compongono, alla loro dimensione e al loro angolo di pennazione. I fattori nervosi riguardano invece gli aspetti neuromuscolari, intesi come capacità del sistema nervoso di reclutare volontariamente le unità motorie del muscolo da un punto di vista sia spaziale che temporale e in maniera sincronizzata (coordinazione intramuscolare) nonché di coordinare l'attivazione dei muscoli della catena cinetica (coordinazione intermuscolare). Ciascuno di questi elementi è analizzato di seguito in modo più dettagliato.

Tipo di fibre

Le fibre muscolari (miociti) vengono classificate in tre categorie: tipo I, IIa e IIx. Le tre classi di miociti possiedono una specifica isoforma di miosina dotata di una particolare attività ATPasica [6], una differente abbondanza di mitocondri e quindi disuguale capacità di rigenerare ATP per via aerobica e un peculiare sviluppo del reticolo sarcoplasmatico che consente di immagazzinare un maggiore o minore quantitativo di ioni calcio. Le modalità e le velocità di utilizzo dell'energia chimica, ovvero la sua conversione in energia meccanica durante la contrazione, risultano differenti in relazione alla tipologia di fibra coinvolta.

Le fibre di tipo I prendono il nome di *slow oxidative* (SO) e sono fibre a con-

trazione lenta. Vengono anche definite fibre rosse per via della loro tipica colorazione osservabile al microscopio, dovuta all'abbondanza di mioglobina contenuta al loro interno. Questa è un'importante proteina che permette di captare l'ossigeno dal sangue e di immagazzinarlo nel muscolo. Per tale motivo le fibre SO utilizzano principalmente un sistema energetico di tipo aerobico, producendo energia preferenzialmente attraverso le vie metaboliche del ciclo di Krebs e della fosforilazione ossidativa. Queste vie consentono di produrre energia per periodi prolungati, ma richiedono del tempo per attivarsi. Le scorte di glicogeno in questi miociti sono scarse, così come poco presenti sono gli enzimi per la glicolisi anaerobica. L'elevata capacità ossidativa delle fibre di tipo I le rende particolarmente resistenti alla fatica, a discapito della velocità con cui si contraggono e della forza sviluppata.

Le fibre di tipo IIx sono chiamate *fast glycolytic* (FG) e sono fibre a contrazione rapida. Al contrario delle SO sono ricche di scorte di glicogeno e possiedono numerosi enzimi glicolitici. L'elevata capacità glicolitica permette loro di produrre elevate quantità di energia in tempi brevi, favorendo un meccanismo di contrazione molto rapido. L'energia prodotta viene però consumata altrettanto velocemente per via della ridotta capacità ossidativa della fibra che ne causa un repentino affaticamento. Le fibre FG vengono infatti classificate come fibre bianche, per via della scarsa quantità di mioglobina in esse contenuta.

Le fibre di tipo IIa, infine, possiedono caratteristiche intermedie e perciò prendono il nome di *fast oxidative glycolytic* (FOG). Hanno quindi buone capacità glicolitiche ma anche discrete capacità ossidative, permettendo quindi una contrazione rapida ma con una maggiore resistenza alla fatica rispetto alle fibre di tipo IIx.

In ciascun muscolo scheletrico sono presenti fino a centinaia di migliaia di fibre raggruppate in numerose unità motorie, le quali sono costituite da un motoneurone e da tutte le fibre da esso innervate. L'eccitazione di un motoneurone provoca a sua volta l'eccitazione, e quindi la contrazione, di tutti i miociti dell'unità motoria. Le fibre appartenenti alla medesima unità motoria sono tutte dello stesso tipo, tuttavia all'interno muscolo sono presenti unità motorie di tipo differente. A seconda delle unità motorie reclutate è possibile avere una risposta differente da parte del muscolo, in termini di forza espressa e di velocità di contrazione. La forza di un muscolo è quindi influenzata dalle percentuali con cui le tre diverse tipologie di miociti sono presenti in esso. Un muscolo ricco di fibre di tipo I svilupperà forza più lentamente ma per un tempo maggiore rispetto ad un muscolo a prevalenza di fibre rapide, e viceversa.

Dimensione delle fibre

Il tessuto muscolare è un elemento plastico poiché è dotato della capacità di modificarsi per adattarsi alle richieste funzionali. La massa muscolare può crescere o diminuire a seconda del carico meccanico a cui viene sottoposto il muscolo. Si assiste quindi a fenomeni di ipertrofia quando lo stress è tale da indurre un aumento della dimensione delle fibre, con incremento di dimensione e numero di miofibrille e mitocondri, di quantità di glicogeno e di numero di nuclei. Come vedremo successivamente, l'allenamento contro resistenza è sicuramente il principale stimolo che induce ipertrofia. L'opposto si verifica, invece, se le richieste funzionali al muscolo sono ridotte come avviene in situazioni di disuso o microgravità. In queste circostanze si osservano fenomeni di atrofia, la quale determina una riduzione della dimensione delle fibre. Si tratta però in entrambi i casi di fenomeni reversibili, per cui è possibile utilizzare specifici stimoli per ottenere gli adattamenti desiderati. La dimensione dei miociti influenza l'espressione di forza in quanto fibre di dimensioni maggiori, dotate di una maggiore quantità di sarcomeri e di proteine contrattili, permettono di sviluppare livelli di tensione più alti a causa di un maggiore numero di interazioni acto-miosiniche coinvolte nel ciclo dei ponti trasversali.

Sezione trasversa e angolo di pennazione

Oltre alla dimensione delle fibre, anche il loro orientamento spaziale influenza la capacità di un muscolo di sviluppare forza. I muscoli composti da fibre orientate parallelamente alla linea d'azione del tendine prendono il nome di muscoli fusiformi o a fasci paralleli. Se invece, come avviene nella maggior parte dei muscoli del corpo umano, le fibre sono orientate obliquamente rispetto all'asse tendineo si parla di muscoli pennati. Viene definito angolo di pennazione l'angolo compreso tra la direzione dei miociti ed una linea immaginaria passante per l'origine e l'inserzione del muscolo.

L'area della sezione trasversa del muscolo, *cross-sectional area* (CSA), rappresenta un parametro fortemente correlato con l'espressione di forza da parte del muscolo. Si parla di sezione trasversa anatomica (ACSA) intendendo la misura dell'area trasversale misurata nel punto medio del ventre muscolare, o comunque nel punto in cui il diametro è più largo, e perpendicolarmente all'asse longitudinale del muscolo. Con sezione trasversa fisiologica (PCSA) si fa invece riferimento all'area della sezione trasversale di un muscolo misurata perpendicolarmente alle sue fibre e non al suo asse. La PCSA è cioè ottenuta sommando la lunghezza delle linee che tagliano perpendicolarmente l'asse

longitudinale di ciascuna fibra. È evidente che in un muscolo a fasci paralleli ACSA e PCSA coincidano, mentre nei muscoli pennati la PCSA è sempre maggiore della ACSA. Questo significa che, a parità di sezione trasversa, in un muscolo pennato sono contenuti un maggior numero di sarcomeri in parallelo rispetto a quanto avviene in un fusiforme, e ciò permette ai primi di sviluppare una tensione maggiore. Un muscolo fusiforme possiede però un maggior numero di sarcomeri in serie che gli consentono di generare un movimento più ampio e veloce.

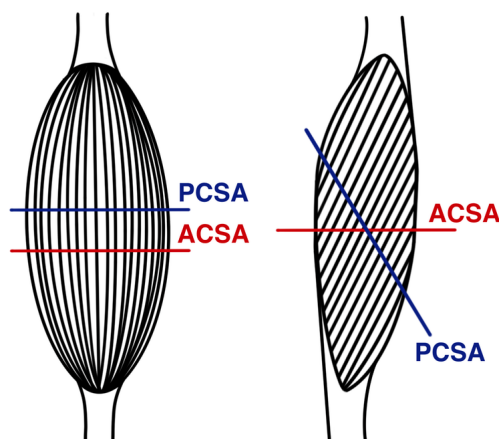


Figura 1.3: ACSA e PCSA in muscoli fusiformi e pennati¹

Coordinazione intramuscolare

I fattori neurali sono particolarmente rilevanti quando si parla di forza, poiché il vero motore del muscolo è il sistema nervoso. Ad ogni istante il cervello organizza il movimento scegliendo quali muscoli attivare, facendoli contrarre al momento giusto e regolando la forza della contrazione. Come anticipato in precedenza, il muscolo è formato da numerose unità motorie che vengono reclutate dal sistema nervoso per dare vita alla contrazione. Il reclutamento delle unità motorie può essere di due tipi: spaziale o temporale. Con reclutamento spaziale si indica il numero di unità motorie reclutate, numero che aumenta all'aumentare dell'intensità dello stimolo. Durante una contrazione submassimale, infatti, non vengono reclutate tutte le unità motorie del muscolo, bensì solo quelle necessarie a produrre la forza richiesta dalla circostanza. Secondo il *principio della dimensione* di Henneman [7] il reclutamento non è casuale ma ordinato: durante uno sforzo di intensità crescente vengono reclutate prima

¹Fonte: <https://twitter.com/mikaelastiver/status/1288189605569875968?lang=ar-x-fm>

le unità motorie più piccole (cioè quelle costituite da fibre lente) e successivamente quelle più grandi (costituite da fibre veloci). Un soggetto normale non è generalmente in grado di attivare un elevato numero di unità motorie, tuttavia con l'esercizio è possibile allenare il sistema nervoso riuscendo nel tempo a reclutarne un numero sempre maggiore. Una volta in grado di attivare tutte le unità motorie di un muscolo è possibile aumentarne la forza di contrazione solo attraverso la modulazione del reclutamento temporale. Esso è rappresentato dalla frequenza con cui il motoneurone scarica potenziali d'azione trasferendo l'eccitazione alle fibre muscolari da lui innervate nell'unità motoria. Un singolo potenziale d'azione produce una contrazione breve e debole chiamata scossa muscolare, insufficiente a generare una reale tensione. Aumentando i tassi di scarica, tuttavia, la fibra produce una contrazione più forte, in quanto ciascuna scossa si somma alla precedente dando vita ad una tensione non più trascurabile. La curva forza-frequenza mostra come questa relazione sia di tipo sigmoidale con la forza che cresce all'aumentare della frequenza in modo non lineare fino a raggiungere un picco determinato dalla massima frequenza di scarica dei motoneuroni.

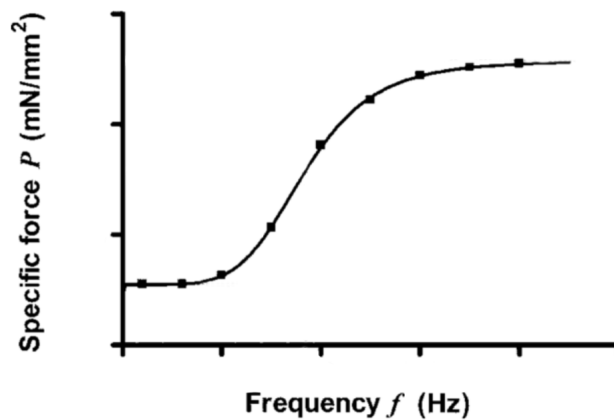


Figura 1.4: Relazione forza-frequenza¹

Questo valore massimo, pari a circa 50 Hz [8], è determinato dalla carattere tutto o nulla del meccanismo di accoppiamento eccitazione-contrazione: se lo stimolo supera un valore di soglia allora la fibra si eccita e il segnale si propaga in tutta la fibra altrimenti, se lo stimolo è sotto soglia, la membrana non si depolarizza. Non esistono risposte intermedie, l'eccitazione si realizza completamente oppure non si innesca per niente. Finché una fibra è eccitata si ha un

¹Fonte: https://www.researchgate.net/figure/Representative-force-frequency-curves-from-a-6-wk-old-control-muscle-before-lengthening_fig36268911

periodo di refrattarietà, ovvero un periodo in cui i canali ionici della membrana non possono aprirsi. Durante questo lasso di tempo qualsiasi ulteriore impulso, indipendentemente dalla sua intensità, non può determinare la depolarizzazione della membrana.

La somma della tensione generata da ciascun miofibrillo delle unità motorie reclutate corrisponde alla tensione totale sviluppata dal muscolo. Risulta quindi evidente come sia possibile aumentare l'espressione di forza attraverso un maggiore reclutamento spaziale e temporale. È bene sottolineare che, affinché sia possibile sommare la tensione prodotta da ciascuna fibra, la contrazione delle diverse unità motorie deve avvenire in maniera simultanea o comunque con una latenza minima. Anche questo aspetto è regolato dal sistema nervoso e prende il nome di sincronizzazione delle unità motorie. Con il concetto di coordinazione intramuscolare si fa riferimento proprio alle capacità del sistema nervoso di reclutamento (spaziale e temporale) e di sincronizzazione delle unità motorie. Attraverso studi elettromiografici è stato dimostrato a più riprese come le prestazioni di forza non siano influenzate solo dalla quantità e dalla qualità dei muscoli coinvolti, ma anche e soprattutto dall'abilità del sistema nervoso di attivarli nel modo corretto [9].

Coordinazione intermuscolare

I movimenti che l'uomo mette in atto durante la sua vita quotidiana o durante lo svolgimento di attività sportive sono particolarmente complessi. Nessun gesto è determinato dalla contrazione di un singolo muscolo, bensì dall'attivazione di una catena cinetica, un insieme di muscoli sinergici che intervengono fornendo un contributo più o meno importante. Il sistema nervoso pensa in termini di movimenti e non di singoli muscoli. La coordinazione intermuscolare rappresenta quindi la capacità del sistema nervoso di coordinare gli anelli della catena cinetica rendendo il movimento più efficiente e preciso. In seguito alla pratica e all'apprendimento di un gesto, durante la sua realizzazione sarà attivato un numero inferiore di unità motorie a parità di carico, rendendo l'esecuzione più economica. Una maggiore quantità di fibre rimane perciò inattiva ed è disponibile per essere utilizzata quando il carico aumenta. Ne consegue che per incrementare il carico sollevato in un dato esercizio, nel lungo periodo, la chiave è rappresentata dall'allenamento della coordinazione intermuscolare, ovvero dall'allenamento della tecnica [10].

1.1.3 Tipologie di forza

In letteratura è possibile trovare varie classificazioni della forza, ognuna delle quali analizza aspetti leggermente differenti, conferendo maggiore rilevanza ad alcuni parametri oppure ad altri. Una delle classificazioni più note è quella di Harre [11] che distingue tre tipologie di forza concentrica: forza massimale, forza veloce e resistenza alla forza. La forza massimale (o pura) è la forza più elevata che il sistema neuromuscolare sia in grado di sviluppare con una contrazione volontaria. La forza veloce rappresenta, invece, la capacità del sistema neuromuscolare di superare una resistenza con un'elevata rapidità di reazione. Dunque se nel concetto di forza massimale il focus è sul carico sollevato, in quello di forza veloce l'accento è posto sulla velocità di spostamento a discapito del carico. La resistenza alla forza, infine, è definita come la capacità dell'organismo di opporsi alla fatica durante prestazioni di forza di lunga durata. In ambito sportivo risulta quindi fondamentale analizzare il modello di prestazione per comprendere quale o quali delle tre tipologie di forza vengano maggiormente coinvolte durante la performance, in modo da allenare le qualità fisiche specifiche per quella determinata disciplina.

A tal proposito, è bene accennare anche alla differenza tra forza generale e forza speciale. Con forza generale ci si riferisce alla forza di tutti i gruppi muscolari, indipendentemente dallo sport praticato, mentre la forza speciale rappresenta la forma di espressione tipica di una determinata disciplina, in riferimento all'attivazione dei gruppi muscolari coinvolti nello specifico gesto sportivo [12]. Il loro sviluppo avviene in fasi differenti della preparazione fisica dell'atleta, la quale è rigorosamente programmata e periodizzata al fine di raggiungere il picco di forma e di capacità prestantive al momento delle competizioni più importanti.

1.2 Tipologie di contrazione

Da un punto di vista biomeccanico si distinguono differenti tipologie di contrazione muscolare. Le due categorie principali sono la contrazione isotonica e la contrazione isometrica. La prima si riferisce ad una contrazione a tensione costante mentre il muscolo cambia lunghezza. In realtà questo tipo di contrazione non esiste realmente in natura, il termine è infatti impreciso in quanto durante la maggior parte delle azioni muscolari dinamiche che comportano movimento, la capacità del muscolo di generare forza varia con il variare degli angoli articolari. Durante il movimento cambiano i rapporti di leva tra

potenza e resistenza, quindi l'espressione di forza non è uniforme durante tutto il ROM [13]. Sarebbe dunque più corretto utilizzare il termine *anisotoniche* per le contrazioni che troviamo in natura, le quali permettono di compiere movimenti che potremmo definire esercizi dinamici a resistenza costante. Nella contrazione isometrica, invece, la tensione si sviluppa ad una lunghezza muscolare costante. In entrambe le tipologie di contrazione il lavoro interno del muscolo è positivo, in quanto si ha lo scorrimento dei filamenti nel sarcomero con conseguente contrazione muscolare. Il lavoro esterno però è nullo nel caso della contrazione isometrica, in quanto l'accorciamento dei sarcomeri non causa una parallela riduzione della lunghezza del muscolo, dunque non si realizza uno spostamento¹.

La contrazione anisotonica a sua volta può essere di due tipi: concentrica, se si ha un accorciamento muscolare con avvicinamento dei capi ossei, o eccentrica, se avviene con il muscolo in allungamento forzato. L'accorciamento del muscolo durante la contrazione concentrica genera forza che viene trasmessa alle ossa attraverso i tendini, permettendo il movimento delle articolazioni. La contrazione eccentrica è coinvolta invece nell'assorbimento e nella dissipazione di energia meccanica durante movimenti di decelerazione del corpo, svolgendo un'azione di tipo frenante.

Oltre a quelle appena menzionate esistono alcune particolari tipologie di contrazione, replicabili in natura solo attraverso l'utilizzo di particolari attrezzi o macchinari. Un primo esempio è la contrazione auxotonica, in cui la resistenza aumenta all'aumentare della tensione muscolare, tipica degli esercizi con gli elastici. Nella contrazione isoinerziale, invece, viene eliminata l'inerzia del carico prodotta dal suo spostamento grazie all'utilizzo di una macchina isoinerziale contenente un volano che immagazzina energia durante la fase concentrica del movimento e la rilascia durante l'eccentrica, invertendo il suo senso di rotazione. Infine la contrazione isocinetica consiste in una contrazione a velocità di accorciamento muscolare costante ed è ottenuta durante esercizi eseguiti con una macchina isocinetica, la quale è in grado di modificare la resistenza in relazione alla forza espressa dal soggetto al fine di mantenere invariata la velocità di esecuzione durante tutto il movimento.

1.2.1 Relazione forza-velocità: il grafico di Hill

Il fisiologo britannico Hill, premio Nobel nel 1922, fu uno dei primi e dei più importanti ricercatori a descrivere le proprietà meccaniche del muscolo. In par-

¹Il lavoro è definito come il prodotto tra la forza e lo spostamento generato ($L = F \cdot \Delta s$)

ticolare egli illustrò graficamente la relazione che intercorre tra forza e velocità di contrazione [14]. A velocità di contrazione positive, vale a dire durante una contrazione concentrica, la massima forza espressa dal muscolo diminuisce all'aumentare della velocità. Si tratta di una relazione inversamente proporzionale, per cui la massima forza (P_0) viene raggiunta a velocità nulla, ovvero in contrazione isometrica, mentre la massima velocità (V_{max}) è ottenuta contro una resistenza nulla. Successivamente Katz [15] riuscì ad estendere la curva di Hill, studiando la relazione tra forza e velocità negative di contrazione, ovvero con il muscolo in allungamento e cioè durante contrazioni di tipo eccentrico. In eccentrica la forza espressa aumenta all'aumentare della velocità di allungamento del muscolo fino a raggiungere un picco pari a circa 1,2 volte la forza ottenuta in isometria. Il picco è più alto (fino a circa 1,8 volte P_0) se il muscolo viene isolato e studiato in vitro [16]. Ciò è dovuto al fatto che all'interno di un sistema muscolo-scheletrico integro entrano in gioco altri fattori oltre a quelli squisitamente muscolari, fra cui quelli scheletrici, tendinei e nervosi. Westing e colleghi [17] ipotizzano l'esistenza di un sistema di inibizione neurale, che limita la massima tensione generata dal muscolo al fine di prevenirne eventuali danni, similmente a quanto avviene durante contrazioni massimali concentriche e isometriche [18]. Questo spiegherebbe anche il motivo per cui aumentando ulteriormente la velocità di allungamento del muscolo la massima forza eccentrica espressa non aumenta ma rimane al livello di picco. Alla base di questo scarto tra forza espressa in concentrica ed eccentrica vi è una sostanziale differenza tra le due tipologie di contrazione, in particolare per quanto riguarda i meccanismi di generazione di forza, il controllo neurale e il costo metabolico [19].

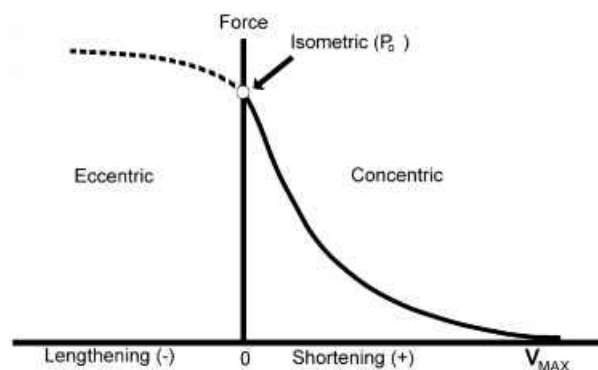


Figura 1.5: Il grafico di Hill¹

¹Fonte: <https://www.barnardhealth.us/qualitative-analysis/three-mechanical-characteristics-of-muscle.html>

1.2.2 La contrazione eccentrica

Diversamente da quanto avviene in concentrica, la tensione sviluppata durante una contrazione eccentrica deriva dalla somma di due componenti, una attiva e una passiva [20]. La prima consiste nell'interazione tra i ponti trasversali, di cui abbiamo parlato in precedenza, e si tratta del meccanismo alla base di qualunque tipologia di contrazione, concentrica ed isometrica comprese. La componente passiva, peculiare della contrazione eccentrica, è invece il risultato dell'azione della titina, la terza proteina più abbondante nel tessuto muscolare dopo miosina e actina. Analizzando la relazione forza-lunghezza si può apprezzare l'influenza delle due componenti. La forza che può generare il muscolo dipende dalla sua lunghezza iniziale, ed è correlata ad essa attraverso una forma a U rovesciata: all'aumentare della lunghezza la forza di contrazione aumenta fino a raggiungere un picco in corrispondenza di quella che viene definita lunghezza ottimale (L_0), prima di diminuire nuovamente [21]. In vivo la lunghezza di riposo della maggior parte dei muscoli è uguale o simile alla lunghezza ottimale e ciò permette a ciascuno di loro di esprimere il proprio massimo potenziale [22]. La lunghezza delle fibre influenza il grado di sovrapposizione dei ponti acto-miosinici i quali, se si trovano troppo distanti o troppo vicini, non permettono di realizzare un alto numero di interazioni. Tuttavia, come si evince dal grafico, all'aumentare della lunghezza del muscolo oltre la lunghezza ottimale la forza totale generata da esso aumenta ulteriormente nonostante si riduca la componente attiva, e ciò è spiegato dall'intervento di quella passiva.

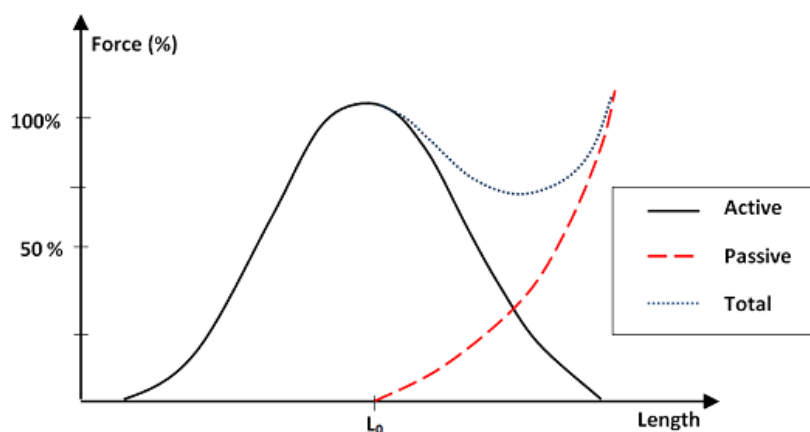


Figura 1.6: Relazione forza-lunghezza¹

¹Fonte: https://www.researchgate.net/figure/Schematic-force-length-relation-of-the-muscle-for-active-passive-and-total-muscle-force_fig4282809048

La titina è una proteina strutturale che si lega al centro e alla fine del sarcomero, costituendo una sorta di ponte tra miosina e linea Z che stabilizza i filamenti spessi allineandoli centralmente tra i filamenti sottili. Essa previene inoltre l'eccessivo allungamento del sarcomero, fungendo da molla che lo riporta alla sua forma originale dopo l'allungamento. La titina genera quindi una tensione passiva che si oppone all'allungamento del muscolo, tanto maggiore quanto maggiore è il suo stesso stiramento. Sperimentalmente è stato dimostrato come la tensione sviluppata dalla titina durante un allungamento attivo del muscolo (ovvero durante una contrazione eccentrica) sia maggiore rispetto a quella prodotta durante un allungamento passivo [23]. L'azione della titina è infatti influenzata dalla presenza di calcio intracellulare in quanto, legandosi con questo ione, attiva un meccanismo Ca^{2+} -dipendente che le permette di legare l'actina. L'attivazione meccanica della titina, mediata dal calcio, comporta un incremento della sua stiffness con conseguente aumento della tensione passiva generata. Nishikawa e colleghi [24], invece, hanno ipotizzato un modello ancora più complesso, convinti che l'incremento di stiffness della titina fosse troppo importante per essere attribuito solamente al legame con l'actina. Secondo la loro teoria dell'avvolgimento della titina sull'actina (*winding filament theory*), il ciclo dei ponti trasversali non solo provocherebbe uno scorrimento dei filamenti sottili su quelli spessi, bensì anche la rotazione della titina sull'actina. In questo modo durante l'allungamento del sarcomero viene immagazzinata un'elevata quantità di energia elastica che può essere riutilizzata per determinare un successivo accorciamento dello stesso.

In termini di controllo neurale l'attività elettromiografica registrata durante contrazioni eccentriche è inferiore (circa la metà) rispetto a quella registrata durante contrazioni concentriche a parità di carico. Ciò è causato dal reclutamento di un numero inferiore di unità motorie con conseguente riduzione della coordinazione e del controllo motorio fine durante movimenti che richiedano contrazioni eccentriche [25]. La minore attivazione volontaria delle unità motorie non coinvolge esclusivamente il muscolo motore principale ma anche i suoi sinergici. Enoka [27] parla di strategie nervose di attivazione uniche richieste per la programmazione e il controllo del movimento durante la contrazione eccentrica. La modulazione dell'eccitabilità corticospinale può modificare la risposta sinaptica dei motoneuroni [28] che si riflette in un'alterazione dell'ordine di reclutamento delle unità motorie, insieme ad una riduzione della soglia di attivazione (*recruitment threshold*) e della frequenza di scarica delle stesse. Poiché la soglia di attivazione viene abbassata anche a velocità di contrazione molto esigue (fino a $1,5^\circ/\text{s}$) è logico pensare che tale riduzione non sia causata

dalle proprietà meccaniche del muscolo, bensì da una peculiare strategia nervosa di attivazione [29]. In questo modo le unità motorie che si attivano a soglie più alte vengono reclutate in misura minima durante contrazioni eccentriche tipiche delle attività quotidiane, preservandole per situazioni di emergenza in cui vengono richiesti alti livelli di forza muscolare, come avviene ad esempio durante le attività sportive. Tuttavia, come evidenziato da Sekiguchi e colleghi [30], pur concordando sulla differenza di eccitabilità corticospinale fra contrazioni eccentriche e concentriche, non vi è ancora certezza circa l'entità di tale differenza. Fino ai primi anni 2000 la maggior parte delle ricerche hanno registrato potenziali motori evocati, ottenuti in seguito a stimolazione transcranica, inferiori durante contrazioni eccentriche, facendo presupporre un'eccitabilità minore. Lo studio in questione ha però ottenuto risultati opposti. Gli autori ipotizzano l'influenza delle differenze anatomiche dei differenti gruppi muscolari, considerando che negli studi precedenti sono stati presi in esame solamente soleo, gastrocnemio e brachioradiale, mentre in questa ricerca è stato studiato il primo muscolo interosseo dorsale.

Il contributo delle componenti passive e il reclutamento di un minore numero di unità motorie sono strettamente correlati al differente costo metabolico richiesto da una contrazione eccentrica rispetto a quello richiesto da una concentrica. Poiché viene attivato un numero inferiore di fibre muscolari, si riduce il consumo di ATP richiesto dal ciclo dei ponti trasversali. Bigland e colleghi [31] parlano di una spesa energetica circa 6 volte inferiore a quella richiesta da una contrazione concentrica a parità di carico, ma ipotizzano l'esistenza di ulteriori meccanismi alla base di questa grande differenza, in quanto il solo minor reclutamento sarebbe insufficiente a spiegarla.

1.3 Il resistance training

Il *resistance exercise training* (RET) comprende tutti i protocolli di allenamento che utilizzano esercizi di condizionamento il cui obiettivo è vincere una resistenza, la quale può essere rappresentata da un sovraccarico esterno oppure dal proprio peso corporeo. È una delle forme di attività fisica più praticate e viene utilizzato per incrementare la performance sportiva, migliorare la salute muscolo-scheletrica e alterare l'immagine corporea a fini estetici. Una regolare esposizione all'allenamento contro resistenza determina importanti incrementi nell'espressione di forza che sono da attribuirsi agli adattamenti dell'organismo al carico di allenamento. La ricerca ha dimostrato negli anni l'efficacia

del RET, chiarendo l'effetto fisiologico prodotto da una sua pratica continua nel tempo. In relazione all'obiettivo perseguito, l'istruttore o il preparatore atletico modula le variabili dell'allenamento al fine di somministrare al proprio cliente o atleta uno stimolo tale da indurre gli adattamenti desiderati.

1.3.1 Le variabili del RET

Il primo elemento da prendere in considerazione nella stesura di una scheda allenante è la scelta degli esercizi, distinguendo tra esercizi base e complementari. Alla prima tipologia appartengono gli esercizi multiarticolari in cui è richiesta un'alta sinergia fra i diversi distretti muscolari e la traiettoria di movimento è riconducibile ad una retta. Gli esercizi complementari sono invece esercizi monoarticolari che tendono all'isolamento muscolare e la cui traiettoria di movimento è rappresentata da un arco di circonferenza. In secondo luogo, sulla base delle caratteristiche dell'atleta e dell'obiettivo perseguito, viene definito il volume di allenamento, specificando il numero di ripetizioni e il numero di serie di ciascun esercizio. Si determina quindi l'intensità dello stimolo selezionando il carico da utilizzare, espresso in percentuale rispetto al carico sollevato in una ripetizione massimale (1RM). L'intensità di un esercizio è influenzata anche dalla velocità di movimento che viene determinata definendo il *time under tension* (TUT), ovvero il tempo in cui i muscoli coinvolti sono mantenuti in contrazione. Un altro parametro importante è la densità, cioè il rapporto tra fasi di esercizio e fasi di recupero. Viene quindi stabilito il tempo di recupero tra le serie scegliendo, sulla base dei propri obiettivi, fra un recupero completo o uno parziale. In ultima istanza deve essere scelta la frequenza con cui l'allenamento viene ripetuto nel tempo, solitamente espresso come numero di volte a settimana.

1.3.2 Adattamenti al RET

Il resistance training agisce su tutti i principali fattori che influenzano la forza, promuovendo adattamenti sia di tipo strutturale che neuromuscolare. Queste modificazioni, però, sono soggette a tempistiche differenti per via dei diversi meccanismi fisiologici che le sottendono. Sale fu uno dei primi ricercatori a confrontare l'effetto dei diversi adattamenti nel breve e nel lungo termine [32]. Egli osservò come fosse possibile incrementare notevolmente i livelli di forza, già in seguito alle prime sedute di allenamento, senza ottenere rilevanti modifiche morfologiche del muscolo. La maggiore espressione di forza era do-

vuta infatti ad adattamenti di tipo neurale, ovvero ad una maggiore efficacia del soggetto nell'attivare la propria muscolatura. Solo in una fase successiva gli ulteriori miglioramenti di forza erano da attribuirsi a modificazioni della struttura macro e microscopica del muscolo. Sia gli adattamenti neurali che quelli morfologici raggiungono un plateau, un limite fisiologico oltre il quale non si ottengono ulteriori adattamenti (se non attraverso l'assunzione di sostanze dopanti, ad esempio di steroidi anabolizzanti). Di conseguenza anche la forza cresce fino a raggiungere un valore massimo, in cui si hanno il massimo reclutamento e la massima ipertrofia. Successivamente numerosi studi hanno supportato questa evidenza scientifica, permettendoci ad oggi di comprendere le principali risposte del nostro organismo al RET.

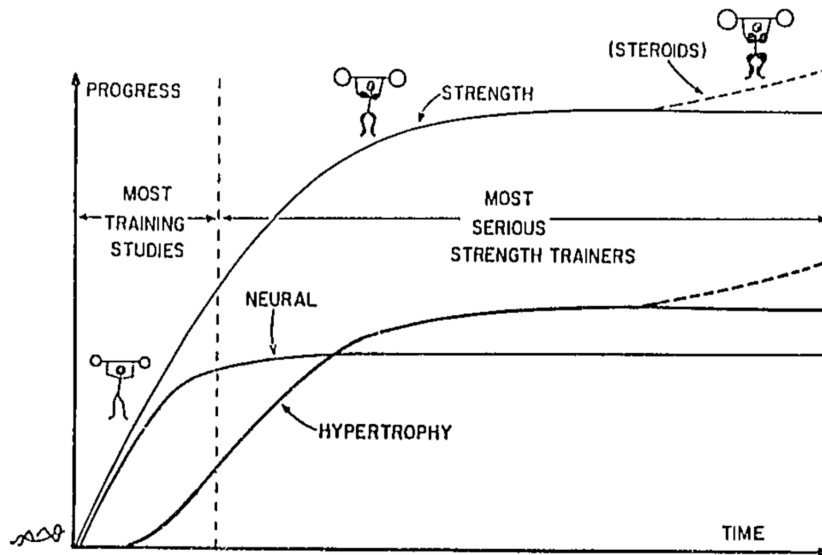


Figura 1.7: Influenza degli adattamenti strutturali e neurali sull'espressione di forza nel breve e nel lungo termine [32]

Adattamenti strutturali

A partire dalla metà dello scorso secolo si è iniziato ad investigare gli adattamenti dell'organismo prodotti dall'esercizio fisico, a cominciare dalle alterazioni morfologiche del muscolo scheletrico. Ad oggi sono presenti in letteratura migliaia di articoli che trattano il tema e questo ci ha permesso di comprendere in modo piuttosto dettagliato la risposta del muscolo al carico di allenamento. Folland e Williams [33], attraverso una revisione della letteratura, hanno riassunto i principali adattamenti strutturali all'allenamento della forza.

In solo pochi mesi di pratica il resistance training promuove un sostanziale aumento della dimensione del muscolo, osservabile attraverso tecniche di

imaging quali ultrasound, tomografia computerizzata e risonanza magnetica. L'ipertrofia del muscolo, ovvero la crescita del suo volume, si coglie dall'aumento della sua sezione trasversa ed è la conseguenza dell'ipertrofia delle singole fibre che lo compongono. Per questo motivo si registra un incremento sia della ACSA che della PCSA. Attraverso l'analisi di campioni istologici ottenuti tramite biopsia muscolare, si è potuto osservare come l'aumento di dimensione dei miociti derivasse da una maggiore sintesi di proteine contrattili. L'ipertrofia delle fibre è infatti conseguenza della crescita e dalla proliferazione delle miofibrille. L'incremento della CSA delle miofibrille è, in un primo momento, il principale determinante dell'accrescimento delle fibre. Tuttavia le cellule crescono in misura più che proporzionale rispetto a quanto avviene per le miofibrille e ciò è dovuto al fatto che l'aumento di dimensione delle miofibrille è accompagnato dalla loro proliferazione che ne comporta un incremento del numero e della densità. L'aumentata sintesi proteica è un effetto acuto del resistance training, tanto da essere registrata già dopo una singola seduta di allenamento [34], tuttavia occorrono almeno 8 settimane per notare una crescita della massa muscolare a livello macroscopico. Le fibre muscolari possono accrescersi in lunghezza o in larghezza, a seconda che aumenti il numero di sarcomeri rispettivamente in serie o in parallelo. Come dimostrato da Franchi e colleghi [35] il tipo di stimolo a cui è sottoposto il muscolo influenza la sua risposta ipertrofica. L'aggiunta di sarcomeri in parallelo è ottenuta principalmente in seguito ad allenamento concentrico e determina un'ipertrofia localizzata nel centro del ventre muscolare accompagnata da un aumento dell'angolo di penetrazione. L'allenamento eccentrico, invece, tende ad aumentare il numero di sarcomeri in serie accrescendo la lunghezza delle fibre e favorendo un'ipertrofia localizzata più distalmente. Risposte ipertrofiche simili, in termini di crescita della CSA, possono perciò essere caratterizzate da differenti alterazioni dell'architettura muscolare.

Nonostante si assista ad un incremento del volume citoplasmatico dei miociti, il rapporto fra questo e il numero di mionuclei rimane pressoché costante in seguito all'allenamento. L'esercizio fisico attiva infatti le cellule satelliti, cellule staminali muscolari che risiedono sotto la lamina basale che avvolge ciascuna fibra, le quali proliferano e si comportano come donatrici di nuclei. In questo modo viene mantenuto costante il dominio nucleare, ovvero la quantità di citoplasma controllata da un singolo mionucleo. L'ipertrofia delle fibre non è perciò accompagnata da un'alterazione del rapporto tra volume citoplasmatico e quantità di mionuclei.

In letteratura è possibile trovare altre tipologie di adattamento fra cui l'iperplasia, cioè l'aumento del numero di miociti (fenomeno ancora poco conosciuto nell'uomo) e modificazioni strutturali a carico del tessuto connettivo e dei tendini.

Adattamenti neuromuscolari

L'osservazione di cambiamenti nei tracciati elettromiografici, non accompagnati da ipertrofia, in seguito ad un protocollo di RET forniscono l'evidenza della presenza di adattamenti neurali in risposta all'allenamento. L'interesse del panorama scientifico riguardo questo tema si è ampliato sempre più negli ultimi decenni, vista l'importanza che questi fattori ricoprono sia in ambito sportivo che riabilitativo. Una maggiore attivazione nervosa dei muscoli permette di incrementare il *rate of force development* (RFD), ovvero la capacità di generare un'elevata quantità di forza nei primi millisecondi (100-200 ms). Espressioni di forza esplosiva e di potenza sono pilastri fondamentali della performance sportiva, in quanto elementi determinanti coinvolti in tutti i principali movimenti sport-specifici come sprint, salti, cambi di direzione e lanci. Il RFD è influenzato più dai fattori neurali che dalla massa muscolare, per questo motivo la preparazione fisica degli atleti ha l'obiettivo di ricercare quanto più possibile adattamenti di tipo neuromuscolare piuttosto che strutturale. Aagaard e colleghi [36] hanno osservato che un allenamento con alti carichi, che portino all'esaurimento muscolare dopo 4-6 ripetizioni, favorisce miglioramenti nell'espressione di forza e nell'attivazione neuromuscolare durante le prime fasi della contrazione (tra 0 e 200 millisecondi), mentre l'utilizzo di carichi inferiori ma con volumi più consistenti stimola maggiormente l'ipertrofia [37]. Attraverso la tecnica del twitch interpolato si è potuto osservare come le persone non siano generalmente in grado di attivare completamente la loro muscolatura durante l'espressione massimale di forza, tuttavia l'allenamento permette di migliorare l'attivazione.

Gabriel e colleghi [38] descrivono, attraverso una revisione della letteratura, gli adattamenti neurali classificandoli in centrali e periferici. Per quanto concerne le alterazioni della trasmissione nervosa a livello centrale le evidenze scoperte sono state dimostrate in maniera indiretta. In particolare in seguito ad allenamento unilaterale si è osservato il fenomeno del *cross-transfer*, ovvero un miglioramento della forza sviluppata anche nell'arto controlaterale. L'assenza di carico meccanico non produce alcun adattamento strutturale sull'arto controlaterale tuttavia le prestazioni di forza e l'ampiezza dei tracciati EMG

aumentano. Il meccanismo alla base del cross-transfer è ancora poco chiaro, ciononostante è logico pensare ad un incremento dell'attivazione dei neuroni corticali, che permette di distribuire l'effetto dell'allenamento su entrambi gli arti.

Altri studi hanno preso in esame l'immagine mentale del gesto, mostrando incrementi di forza in seguito ad un semplice periodo di allenamento mentale in cui il soggetto immaginava il movimento senza realizzarlo concretamente. Il miglioramento era dovuto ad una maggiore eccitabilità delle aree corticali coinvolte nella programmazione motoria e nel movimento (corteccia motoria), tuttavia esso era inferiore rispetto a quello ottenuto in risposta ad un allenamento vero e proprio. Per questo motivo può essere utile servirsi di tale tecnica all'interno di un protocollo riabilitativo nel caso in cui non sia ancora possibile allenare concretamente l'arto danneggiato, ma ha poco senso utilizzarla per la preparazione fisica degli atleti in quanto i guadagni di forza sarebbero minimali.

L'esistenza di adattamenti periferici è più dibattuta rispetto a quella di fenomeni centrali. Essa consisterebbe in primo luogo in una maggiore eccitabilità dei motoneuroni, conseguente ad adattamenti istologici e morfologici degli stessi, che permetterebbe una trasmissione più rapida dei segnali elettrici. Inoltre alcuni autori parlano di un meccanismo di disinibizione, cioè di una riduzione dell'inibizione proveniente da strutture quali gli organi tendinei del Golgi e le afferenze cutanee e articolari. Normalmente, infatti, questi propriocettori fungono da meccanismo protettivo e hanno il ruolo di prevenire la generazione di contrazioni muscolari tanto importanti quanto dannose.

La maggiore eccitabilità centrale e periferica si traduce in un'alterazione dei pattern di attivazione delle unità motorie. Per questo motivo, oltre ad un aumento del numero di unità motorie reclutate, si assiste ad un abbassamento della soglia di reclutamento, ad una maggiore sincronizzazione e ad un incremento della frequenza di scarica dei motoneuroni. Inoltre aumenta la probabilità di comparsa di *doublet firings*, potenziali d'azione che vengono scaricati dal motoneurone al di fuori dalla suo normale pattern di frequenza durante le fasi iniziali di un movimento. La presenza di questi doppi spari all'esordio della contrazione determina un rapido incremento della forza strettamente correlato ad un aumento del RFD. Oltre ad un miglioramento della coordinazione intramuscolare l'allenamento promuove un incremento di quella intermuscolare, ottimizzando l'attivazione dei muscoli agonisti e l'inibizione degli antagonisti. L'apprendimento della tecnica esecutiva di un gesto, e cioè del corretto pattern di coordinazione intermuscolare, permette al soggetto di reclutare in

maniera efficace i muscoli agonisti sinergici, sia quelli motori che gli stabilizzatori, per ottimizzare la meccanica del gesto. In letteratura troviamo però risultati contrastanti per quanto riguarda la riduzione della co-attivazione degli antagonisti. In generale si pensa che un livello più alto di coordinazione intermuscolare favorisca l'inibizione dei muscoli antagonisti i quali, se attivati, limiterebbero l'azione degli agonisti per il meccanismo di inibizione reciproca e per la generazione di un momento articolare opposto. Tuttavia alcune ricerche hanno mostrato incrementi nella co-attivazione antagonista, non riuscendo a capire se il sistema nervoso centrale tenda a favorire la produzione di forza degli agonisti (riducendo la co-attivazione) o l'integrità delle articolazioni (aumentandola).

1.4 Eccentric overload training

Il resistance training tradizionale consiste nella ripetizione di movimenti che alternano una fase concentrica ad una fase eccentrica. Tuttavia, come analizzato in precedenza, le due tipologie di contrazione differiscono notevolmente da un punto di vista biomeccanico, neuromuscolare e metabolico, e necessitano perciò di stimoli allenanti differenti [39]. Come evidenziato dalla curva forza-velocità, una contrazione eccentrica permette di generare una forza superiore rispetto ad una concentrica, perciò nei classici esercizi a resistenza costante i carichi utilizzati limitano il loro effetto allenante alla sola fase concentrica del movimento, non offrendo uno stimolo sufficientemente alto durante l'eccentrica. Ciò ha portato i professionisti del settore a rivolgersi a metodi alternativi per prescrivere in modo più adeguato l'intensità di esercizio rispetto alle capacità di generazione di forza della contrazione eccentrica. Alcuni ricercatori hanno provato a studiare una forma di allenamento puramente eccentrico, che permettesse di superare le limitazioni del RET convenzionale. Pur osservando una buona risposta dell'organismo in termini di adattamenti, l'allenamento eccentrico puro sembra avere un limitato transfer alle attività sportive specifiche, soprattutto per l'assenza del ciclo allungamento-accorciamento [40]. Per questo motivo è stata teorizzata una metodologia di allenamento che prevede l'utilizzo di un sovraccarico durante la fase eccentrica, al fine di stimolare efficacemente il muscolo in entrambe le fasi di contrazione all'interno del ciclo allungamento-accorciamento. Nelle prime forme di *eccentric overload training* il sovraccarico eccentrico era ottenuto grazie alla presenza di un aiutante che aggiungeva manualmente dei dischi al bilanciere al termine della fase concen-

trica del movimento oppure che aiutava l'atleta ad eseguire la fase concentrica fungendo da spotter. Oggi è possibile servirsi di specifici macchinari implementati negli ultimi anni che utilizzano varie tecniche per aumentare il carico durante la fase eccentrica dell'esercizio. Tinwala e colleghi [41] hanno descritto in modo accurato le principali tecnologie disponibili in commercio, evidenziandone pregi e difetti. I meccanismi che questi dispositivi sfruttano per applicare il sovraccarico eccentrico sono i più disparati e comprendono, fra gli altri, l'utilizzo di motori elettrici o elettromagnetici, volani e pedane rotanti. È però opportuno, come sottolineato da Franchi e Maffioletti [42], distinguere le diverse modalità di allenamento eccentrico, poiché ciascuna offre uno stimolo diverso al muscolo e induce di conseguenza adattamenti peculiari. Gli autori riconoscono tre differenti tipologie di allenamento eccentrico: isocinetico, se la velocità di contrazione è mantenuta costante, isoinerziale, se è costante l'inerzia, e a resistenza costante (*isoweight*). Altri autori [43] propongono l'esistenza di ulteriori modalità, ma concordano sulla necessità di non ridurre l'allenamento eccentrico ad una singola entità definendone una classificazione più precisa, sia in ambito di ricerca che professionale, al fine di specificare gli effetti e i campi di utilizzo di ciascuna metodologia evitando ambiguità.

In termini di intensità di esercizio si distinguono due modalità di allenamento con overload eccentrico che prendono il nome di sovrarmassimale o submassimale, a seconda che il sovraccarico superi o meno l'1RM concentrico. Gli esercizi sovrarmassimali sono stati impiegati con l'obiettivo di incrementare la massima espressione di forza e di favorire l'ipertrofia. Se da un punto di vista teorico questo metodo sembra essere efficace, le ricerche sul campo hanno prodotto risultati spesso contrastanti per differenze nei protocolli utilizzati, nelle modalità di esercizio scelte e nelle caratteristiche dei soggetti reclutati. Sovraccarichi submassimali sono stati invece utilizzati con l'obiettivo di migliorare le prestazioni di forza esplosiva e potenza. In questo caso gli studi hanno ottenuto risultati più concordanti, osservando miglioramenti nell'impulso del ciclo allungamento-accorciamento, causato principalmente da una maggiore rapidità della fase eccentrica che permette di immagazzinare energia elastica e di restituirla durante la fase concentrica. L'utilizzo di un overload eccentrico negli esercizi pliometrici sembra quindi essere efficace nel migliorare la forza concentrica e il power output in prestazioni di forza esplosiva [44], ma deve essere utilizzato con cautela per via della sua pericolosità. Si tratta, infatti, di una forma avanzata di overload eccentric training che può essere impiegata solo con atleti esperti e adeguatamente condizionati.

L'allenamento con sovraccarico eccentrico è stato ideato con l'obiettivo di favo-

rire adattamenti maggiori, rispetto a quanto ottenuto con i tradizionali esercizi a resistenza costante, che permettessero di potenziare la produzione di forza concentrica. Alcune ricerche condotte dal gruppo di Friedmann [45, 46] hanno evidenziato modificazioni dell'isoforma miosinica che tendeva a passare da lenta a rapida, alterando la composizione del muscolo target, nonché un'ipertrofia che potremmo definire "selettiva" in quanto principalmente a carico delle fibre IIX. Molti studi hanno poi correlato l'allenamento con sovraccarico eccentrico a miglioramenti nella produzione di forza e di potenza [47, 48], spesso accompagnata da cambiamenti nelle prestazioni di salto e di lancio [49, 50], suggerendo che, rispetto all'allenamento puramente eccentrico, l'eccentric overload training abbia un transfer migliore sui gesti specifici delle discipline sportive. Tuttavia, la ricerca concernente le risposte acute e croniche a questa nuova forma di allenamento è attualmente inconcludente, probabilmente a causa di incongruenze nella selezione dei soggetti, dell'esercizio, dell'intensità del carico e del metodo per fornire il sovraccarico eccentrico.

Gli incrementi di forza in seguito ad allenamento con sovraccarico eccentrico sembrano essere attribuiti principalmente ad adattamenti nervosi e solamente in secondo luogo a modificazioni morfologiche del muscolo, nonostante l'esatto contributo del sistema nervoso debba essere ancora chiarito [51]. Come già discusso precedentemente, durante la contrazione eccentrica si assiste ad una minore attività elettromiografica, rispetto a quanto registrato in concentrica, a causa del reclutamento di un numero inferiore di unità motorie a parità di tensione sviluppata. Per questo motivo eseguendo un esercizio con carico costante si assiste al dereclutamento di una parte delle unità motorie nel passaggio tra fase concentrica ed eccentrica [52]. Tuttavia, è possibile ovviare a questo problema utilizzando un sovraccarico eccentrico [53] che consenta di lavorare allo stesso livello di attivazione neurale in entrambe le fasi del movimento, potendo quindi massimizzare la risposta neuromuscolare all'allenamento. Ciò consente il reclutamento di un maggior numero di unità motorie, comprese quelle ad alta soglia le quali non sarebbero reclutate se si utilizzasse lo stesso carico sollevato in concentrica [54]. Occorre quindi investigare ulteriormente gli adattamenti neurali derivanti dalla pratica di RET con overload eccentrico, in quanto questo nuovo metodo di allenamento potrebbe rivelarsi particolarmente utile sia nella preparazione degli atleti che nella pratica clinica.

Capitolo 2

Scopo della tesi

L'obiettivo di questo progetto di tesi è indagare gli adattamenti neuromuscolari promossi dalla pratica di resistance training con l'utilizzo di un sovraccarico eccentrico. In particolare sono valutate le soglie assolute e relative di reclutamento e dereclutamento delle unità motorie e la frequenza di scarica dei motoneuroni al reclutamento, al dereclutamento e durante la steady state. La risposta dell'organismo ad eccentric overload training viene confrontata con quella ottenuta in seguito ad un allenamento di forza convenzionale (a resistenza costante). Osservando i risultati ottenuti vengono discussi e analizzati in maniera critica gli adattamenti neuromuscolari indotti dai due differenti protocolli di allenamento, individuando inoltre le differenze nella risposta dell'organismo legate al sesso. A differenza del resistance training tradizionale, i cui effetti sono stati ampiamente studiati in letteratura scientifica, l'efficacia dell'allenamento con sovraccarico eccentrico è ancora poco chiara. Se da un punto di vista teorico questa metodologia sembra essere valida, la ricerca concernente le risposte acute e croniche da esso indotte risulta ancora inconsistente e necessita di ulteriori approfondimenti.

Capitolo 3

Materiali e Metodi

3.1 Partecipanti

Per la presente ricerca sono stati coinvolti 24 soggetti, di cui 12 femmine e 12 maschi, fra coloro che su base volontaria hanno richiesto di partecipare allo studio. In seguito alla diffusione di un questionario online sono pervenute quasi 60 richieste, le quali sono state esaminate dal gruppo di ricerca al fine di effettuare una selezione. I criteri di inclusione utilizzati per la scelta sono stati i seguenti:

- entrambi i sessi;
- età compresa fra i 18 e i 35 anni;
- normopeso (BMI compreso tra 18,5 e 24,9);
- stile di vita moderatamente attivo (non più di 2 allenamenti settimanali);
- nessun trauma muscolo-scheletrico subito nei due anni precedenti lo studio;
- buono stato di salute.

I soggetti sono stati suddivisi in due gruppi di egual numero (ciascuno formato da 6 maschi e 6 femmine) in maniera randomizzata utilizzando il sito www.randomizer.org. A ciascun partecipante è stato associato un codice alfanumerico formato dal prefisso ECC (per il gruppo sperimentale) o CONV (per il gruppo di controllo) seguito da un numero a due cifre diverso per ciascun membro di ogni gruppo.

Quattro partecipanti, due del gruppo ECC e due del gruppo CONV, non hanno portato a termine lo studio per cause di forza maggiore, per cui la numerosità campionaria al netto dei dropout è pari a $n = 20$.

Gruppo	Sesso	Numerosità (n)	Età	BMI (kg/m ²)
ECC	F	5	21.8 ± 0.8	20.5 ± 2.9
	M	5	22.6 ± 1.5	22.9 ± 1.1
CONV	F	5	21.8 ± 2.9	21.6 ± 3.1
	M	5	21.6 ± 0.5	22.0 ± 2.0

Tabella 3.1: Caratteristiche dei partecipanti

3.2 Disegno sperimentale

I partecipanti sono stati sottoposti ad un test di valutazione iniziale, seguito da 4 settimane di allenamento con frequenza di tre volte alla settimana, per un totale di 12 sessioni. Al termine del protocollo di allenamento è stato somministrato nuovamente il test per effettuare una valutazione finale. I test in laboratorio sono stati svolti durante la settimana precedente all'inizio degli allenamenti e durante quella successiva al termine, con un distacco di almeno 72 ore dall'ultima seduta di allenamento effettuata. L'analisi statistica dei dati ha permesso di osservare e di confrontare l'effetto delle 4 settimane di esercizio sui due gruppi.

3.2.1 Test

I test sono stati svolti presso il laboratorio di fisiologia neuromuscolare dell'Università di Padova, all'interno dell'Istituto di Fisiologia sito in via Marzolo 3. Prima di cominciare il test è stato somministrato al partecipante un questionario per determinare i suoi livelli di attività fisica (*Global Physical Activity Questionnaire*, GPAQ) per verificare che fossero conformi con quelli definiti dai criteri di inclusione allo studio. Le risposte ai questionari sono state analizzate da alcuni colleghi all'interno di un'altra tesi e dunque non vengono prese in esame in questo elaborato.

Per osservare l'attività elettrica del muscolo si è fatto utilizzo di un'elettromiografia ad alta densità (HD-EMG). Essa appartiene al gruppo delle tecniche di elettromiografia superficiale e rappresenta quindi un metodo non invasivo per estrarre informazioni dal sistema neuromuscolare. La sua particolarità è che si basa sull'utilizzo di matrici dotate di un elevato numero di elettrodi (in questo caso 64) che sono applicati sullo stesso muscolo. Ciò consente di avere numerosi punti di osservazione dell'attività muscolare ed è possibile, servendosi di particolari algoritmi, estrarre svariate informazioni fisiologiche. Trattandosi di una tecnica superficiale, gli elettrodi vengono applicati sulla cute e non diret-

tamente sul muscolo. Si tratta quindi della registrazione solo della porzione di attività elettrica muscolare che viene trasmessa ai liquidi corporei e che giunge fino in superficie.

Ai partecipanti è stato raccomandato di evitare l'assunzione di caffè e di sostanze alcoliche o stupefacenti nelle 12 ore precedenti il test.

Preparazione

Il partecipante è stato posizionato seduto ad un'altezza tale da non consentirgli di appoggiare i piedi a terra e la caviglia destra è stata legata ad un dinamometro per mezzo di una cinghia con velcro. L'altezza a cui veniva posizionata la cinghia era determinata sulla base delle caratteristiche antropometriche del soggetto, in modo che si trovasse di poco al di sopra dei malleoli. Ai fini della standardizzazione l'altezza utilizzata da ciascun partecipante è stata la stessa in entrambi i test in modo da non modificare il braccio di leva (rischiando di renderla più o meno vantaggiosa). Due ulteriori cinghie hanno ancorato le cosce del soggetto alla seduta. È stato applicato un elettrodo in prossimità dell'inserzione sacrale del grande gluteo e ad esso è stato collegato un cavo connesso ad un generatore di corrente. Il cavo corrispondente al polo di segno opposto è stato inserito in un pennino di metallo, attrezzo in grado di condurre la corrente elettrica. Posizionando il pennino sulla superficie del vasto laterale del partecipante è stato ricercato il punto motore del muscolo, ovvero l'area dotata di un maggior numero di terminazioni nervose. Trattandosi di un'elettromiografia di superficie, infatti, è opportuno posizionare la matrice nella zona del muscolo in cui passa la maggior quantità di segnali elettrici affinché la resistenza dei tessuti sottocutanei non impedisca alla corrente di arrivare fino in superficie. Sono state perciò somministrate stimolazioni elettriche a bassa intensità per osservare in quale area la stimolazione provocasse la maggiore contrazione del vasto latera-

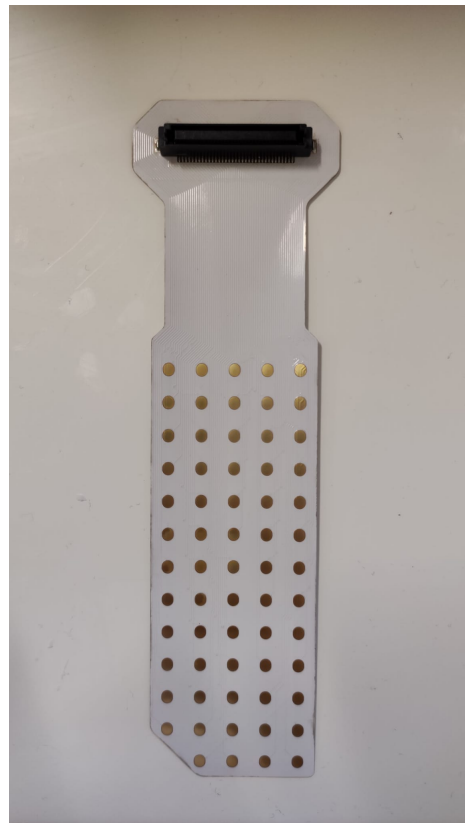


Figura 3.1: La matrice di 64 elettrodi utilizzata per l'HD-EMG

le. Una volta individuato il punto motore è stato segnato sulla pelle utilizzando un pennarello indelebile. Per standardizzare i test pre e post intervento, è stata misurata la distanza del punto motore dalla testa del perone in modo da assicurarsi di posizionare la matrice sempre nello stesso punto. Attraverso l'utilizzo di un ultrasound è stato individuato l'orientamento delle fibre muscolari al fine di posizionarvi parallelamente la matrice. Prima di applicarla, però, la pelle del soggetto è stata depilata e pulita con alcol e pasta abrasiva. La pasta abrasiva, oltre a rimuovere la pelle morta ed eventuali elementi superficiali che potrebbero interferire con la trasmissione della corrente, funge da pasta conduttrice e favorisce quindi la registrazione del segnale. Sulla matrice è stato incollato un biadesivo forato in corrispondenza di ciascun elettrodo e questi fori sono stati riempiti con una pasta conduttrice, per permettere la trasmissione elettrica tra la pelle del soggetto e gli elettrodi. La matrice è stata quindi applicata centrando l'elettrodo numero 37 nel punto motore e orientandola parallelamente alle fibre. La matrice è stata infine fissata alla pelle con scotch di carta e avvolta da due bande elastiche, necessarie sia per farla aderire ulteriormente che per riscaldarla (poiché il calore favorisce la conduzione elettrica). Due messe a terra sono state posizionate a livello della rotula e del malleolo laterale.

Registrazione del segnale

I segnali elettromiografici sono stati digitalizzati per la registrazione nel software *OTBioLab+*. La forza isometrica sviluppata dal soggetto, nel tentativo di estendere il ginocchio dell'arto legato alla cinghia, è stata registrata dal dinamometro nello stesso software contemporaneamente ai segnali EMG. Per prima cosa è stata misurata la massima contrazione volontaria (MVC) espressa dal soggetto, attraverso una prova all out di 4 secondi in cui il soggetto era stimolato dall'incitamento degli sperimentatori. Dopodiché sono stati realizzati sul software due tracciati trapezoidali utilizzando una scala relativa rispetto alla MVC del partecipante. Il primo comprendeva 5 secondi di salita con incremento del 5% di MVC ad ogni secondo, steady state di 20 secondi al 25% e discesa speculare alla salita. Il secondo prevedeva invece una salita con la stessa pendenza ma di durata doppia, in modo da arrivare fino al 50% di MVC nello steady state, mantenuto per 10 secondi prima di effettuare la discesa. Entrambi i tracciati avevano durata totale di 30 secondi.

Di fronte al partecipante è stato posizionato un monitor che mostrava i tracciati da seguire mantenendo dentro il binario un puntino che si alzava o abbassa-

va in funzione della forza espressa dal soggetto e registrata dal dinamometro. Ciascun tracciato è stato ripetuto per 2 volte con recupero di 1 minuto fra ciascuna ripetizione. In maniera randomizzata alcuni partecipanti hanno eseguito prima il test al 25% mentre altri quello al 50%. Durante l'esecuzione del test è stato richiesto al partecipante di mantenere le braccia incrociate al petto e la schiena non appoggiata allo schienale, al fine di evitare eventuali compensi.

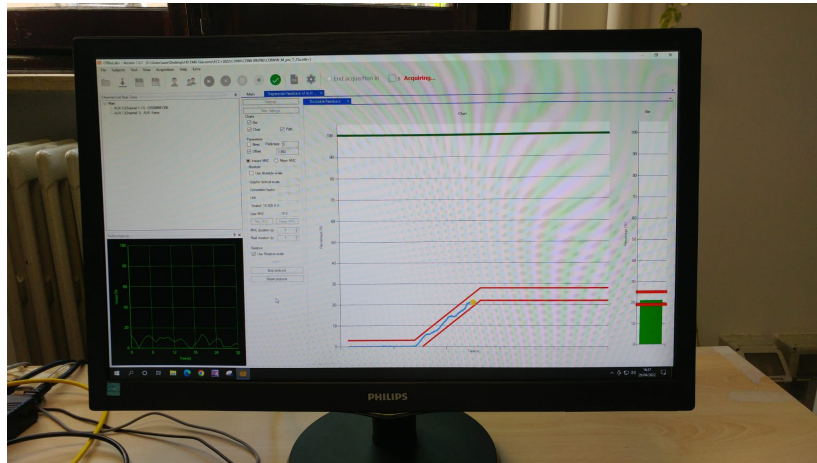


Figura 3.2: Esempio di tracciato trapezoidale

3.2.2 Allenamenti

A partire dalla settimana successiva alla somministrazione del test i partecipanti si sono sottoposti a 4 settimane di allenamenti, con frequenza di 3 volte alla settimana e una distanza di almeno 24 ore tra una sessione e la successiva, per un totale di 12 sedute.

Per gli allenamenti è stata utilizzata un'innovativa leg press dotata di un motore elettromagnetico che sostituisce il pacco pesi, permettendo di impostare una resistenza differente tra fase concentrica ed eccentrica dell'esercizio (Biostrength[®], Technogym S.p.A.). Prima di cominciare ogni allenamento si è eseguito un riscaldamento standardizzato consistente in 15 squat a corpo libero seguiti da 10 ripetizioni monopodaliche per ciascun arto sulla leg press con il 30% del proprio massimale e altre 10 con il 50%. Ciascuna serie di avvicinamento è stata intervallata da 2 minuti di recupero. Il carico massimale (1RM) è stato stimato in maniera indiretta utilizzando la formula di Brzycki [55].

$$1RM = \text{peso sollevato} / [1.0278 - (0.0278 \times \text{numero di ripetizioni})]$$

Gruppo	Volume	Intensità (% 1RM) ¹	Recupero	TUT (s)
ECC	4x8 ²	70%-105%	3 min	2-0-2
CONV	4x10 ³	70%-70%	3 min	2-0-2

Tabella 3.2: I protocolli di allenamento

Per il gruppo sperimentale (ECC) il protocollo di allenamento prevedeva 4 serie da 8 ripetizioni con il 70% del massimale in concentrica e con il 105% in eccentrica, intervallate da 3 minuti di recupero. Per il gruppo di controllo (CONV) l'allenamento consisteva invece in 4 serie da 10 ripetizioni al 70% del massimale con carico costante in entrambe le fasi del movimento, anche in questo caso con 3 minuti di recupero fra le serie. In questo modo i due gruppi si sono sottoposti a volumi di allenamento equivalenti in ciascuna sessione. È quindi il volume totale la variabile indipendente comune a entrambi i gruppi che rende possibile un confronto oggettivo della risposta dell'organismo ai differenti protocolli di esercizio. Nella quarta settimana è stata aggiunta una serie allenante per entrambi i gruppi. Al fine di garantire l'utilizzo di carichi effettivamente allenanti durante tutte e 4 le settimane, l'1RM è stato ritestato all'inizio del primo allenamento di ciascuna settimana. Il TUT è stato standardizzato attraverso un ritmo acustico esterno fornito da un metronomo che scandiva le fasi in 2 secondi di concentrica e 2 secondi di eccentrica.



Figura 3.3: La Biostrength[®] utilizzata per gli allenamenti

¹Il primo valore si riferisce alla fase concentrica mentre il secondo alla fase eccentrica

²4x8 per tre settimane e 5x8 per una settimana

³4x10 per tre settimane e 5x10 per una settimana

3.3 Analisi dei dati

Per ciascuna prova i segnali elettromiografici registrati dai 64 elettrodi sono stati salvati in un unico file, il quale è stato trattato con alcuni software al fine di ottenere le informazioni desiderate. Per prima cosa il segnale è stato decomposto utilizzando il programma *OTBiolab+* che, servendosi di un algoritmo, è in grado di individuare e di distinguere i potenziali d'azione provenienti da differenti unità motorie. Uno dei più importanti vantaggi dell'HD-EMG è proprio la possibilità, grazie all'elevata densità di elettrodi posti sulla cute, di ottenere informazioni relative non solo al reclutamento temporale ma anche a quello spaziale. I numerosi punti di osservazione consentono di individuare le differenti aree in cui si propagano i potenziali d'azione, permettendo di distinguere le differenti unità motorie e di trattare ciascun tracciato EMG come un'unità a sé stante invece di sommarli. Una volta decomposto il file, con l'utilizzo di custom scripts scritti in *MATLAB* sono stati ripuliti i tracciati di ciascuna unità motoria.



Figura 3.4: Un partecipante mentre esegue il test HD-EMG

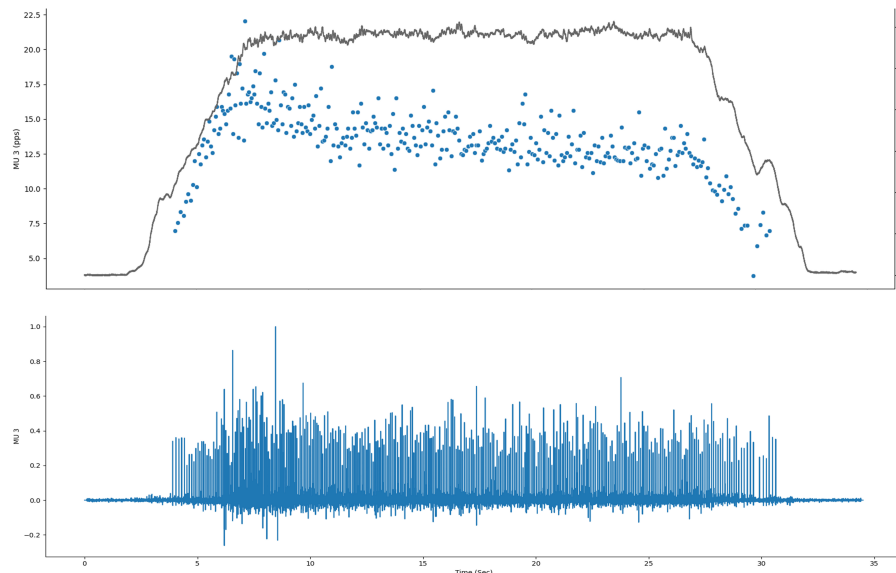


Figura 3.5: La pulizia delle unità motorie con MATLAB

Questa procedura manuale era finalizzata a correggere eventuali errori commessi dall'algoritmo nelle fasi di decomposizione oppure derivanti da interferenze

nella trasmissione del segnale elettrico attraverso la pelle. Ai fini di questo studio per ciascuna intensità è stata analizzata una sola contrazione delle due registrate.

Servendosi di un programma scritto in *Python* sono state estratte le informazioni di interesse dai tracciati EMG decomposti e ripuliti. Questa grossa mole di dati è stata inserita all'interno di un file *Excel* che è stato letto dal software statistico *jamovi 2.2.2*, utilizzato per l'analisi. Poiché per ogni partecipante sono state rilevate diverse unità motorie per ciascuna contrazione, per l'analisi statistica si è fatto ricorso a dei *linear mixed models*, un metodo di analisi per campioni di dati non indipendenti. Per ciascun parametro preso in esame è stata calcolata la media dei valori di ciascuna unità motoria e questo numero finale è stato utilizzato per la verifica delle ipotesi. È stato eseguito un post hoc test con il metodo di Holm, ovvero una comparazione multipla dei dati che ci ha permesso di valutare le differenze nei valori medi dei diversi parametri nei due gruppi e nei due intervalli temporali (pre e post protocollo di allenamento). Il livello di significatività del test è stato fissato al 5%, per cui si parla di risultati statisticamente significativi se $p < 0.05$.

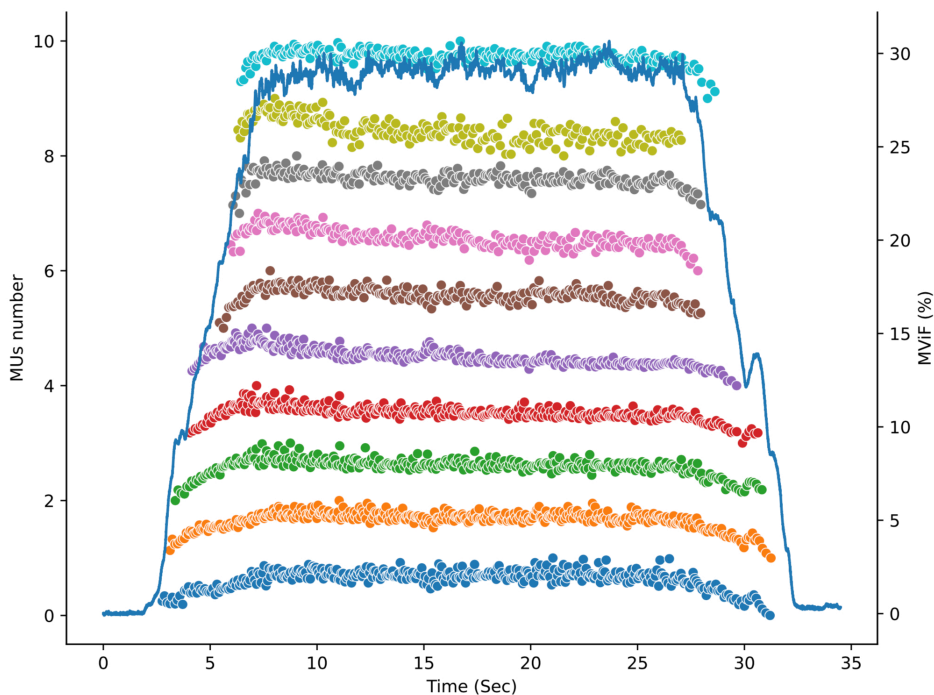


Figura 3.6: Esempio di segnale ripulito

Capitolo 4

Risultati

Diversi parametri sono stati presi in esame al fine di valutare gli adattamenti neuromuscolari in seguito all'esposizione a 4 settimane di allenamento con o senza sovraccarico eccentrico. Da un punto di vista funzionale sono stati osservati la massima contrazione volontaria (MVC) e la steadiness, ovvero l'intervallo di oscillazione della forza espressa durante la steady state. Queste fluttuazioni sembrano essere associate a una sorta di "rumore neuromuscolare" che è visto come un fattore limitante nel controllo motorio, per cui una sua riduzione è associata al miglioramento delle prestazioni [56]. L'HD-EMG ci ha poi permesso di ottenere informazioni circa le soglie di reclutamento (*recruitment threshold*, RT) e dereclutamento (*derecruitment threshold*, DERT) delle unità motorie e la loro frequenza di scarica. Le soglie sono state valutate sia in termini assoluti (valore di forza alla quale un'unità si attiva o disattiva) che relativi (percentuale dell'MVC alla quale si ha il reclutamento o il dereclutamento). La frequenza di scarica (*discharge rate*, DR) è stata misurata al reclutamento, durante la steady state e al dereclutamento. Infine è stato verificato che vi fosse omogeneità nei valori di PNR medio (*pulse-to-noise ratio*) che è un indicatore di precisione dei tracciati EMG decomposti e ripuliti. Come verificato attraverso numerose simulazioni, le unità motorie con PNR maggiore o uguale a 30 dB mostrano una sensibilità nell'identificazione delle scariche delle UM maggiore del 90% [57]. Valori prossimi a 30 dB sono quindi necessari al fine di ottenere un insieme di dati reali evitando di analizzare tracciati derivanti da errori di decomposizione. Nella tabella 4.1 sono stati riportati i valori di PNR medio di entrambi i gruppi alle due intensità (25% e 50% dell'MVC). Si può notare che i valori ottenuti sono prossimi a 30 dB e che non vi è differenza fra i valori dei due gruppi. Ciò indica che le decomposizioni effettuate sono state piuttosto accurate e che i dati sono stati

analizzati in modo omogeneo, utilizzando la stessa sensibilità di misurazione per entrambi i gruppi.

Tabella 4.1: Valori PNR

Intensità	Gruppo	PNR (dB)	<i>p-value</i>
25%	CONV	29.9 ± 1.07	0.945
	ECC	29.8 ± 1.06	
50%	CONV	28.7 ± 1.03	0.870
	ECC	28.4 ± 1.04	

In termini di MVC nessuno dei due gruppi ha ottenuto miglioramenti significativi (tabella 4.2). Sia nel gruppo CONV che nel gruppo ECC il p-value ha il valore di 1.000, cioè il massimo valore che può assumere, andando ad indicare la totale assenza di una significativa differenza tra le medie delle MVC misurate prima e dopo le 4 settimane di allenamento.

Tabella 4.2: Risultati MVC

Gruppo	Intervallo	MVC (N)	<i>p-value</i>
CONV	PRE	697 ± 80.4	1.000
	POST	703 ± 80.8	
ECC	PRE	810 ± 80.4	1.000
	POST	843 ± 80.8	

Nelle prove effettuate al 25% dell'MVC entrambi i gruppi non hanno mostrato miglioramenti in nessuno dei parametri misurati (tabella 4.3 e 4.4). Non c'è quindi differenza nelle soglie assolute e relative di reclutamento e dereclutamento, nella steadiness e nella frequenza di scarica al reclutamento, al dereclutamento e durante la steady state.

Tabella 4.3: Risultati CONV al 25%

Parametro	Intervallo	Media	<i>p-value</i>
abs RT (N)	PRE	87.0 ± 19.1	1.000
	POST	95.2 ± 19.3	
rel RT (%)	PRE	12.0 ± 1.29	1.000
	POST	12.4 ± 1.31	
abs DERT (N)	PRE	85.6 ± 20.3	0.784
	POST	97.5 ± 20.4	
rel DERT (%)	PRE	11.9 ± 1.37	1.000
	POST	12.5 ± 1.38	
DR rec (Hz)	PRE	8.52 ± 0.41	1.000
	POST	8.48 ± 0.42	
DR derec (Hz)	PRE	6.34 ± 0.29	1.000
	POST	6.57 ± 0.29	
DR steady (Hz)	PRE	11.5 ± 0.52	1.000
	POST	11.6 ± 0.52	
steadiness (%)	PRE	1.96 ± 0.19	1.000
	POST	1.91 ± 0.20	

Tabella 4.4: Risultati ECC al 25%

Parametro	Intervallo	Media	<i>p-value</i>
abs RT (N)	PRE	112.3 ± 19.2	1.000
	POST	114.0 ± 19.2	
rel RT (%)	PRE	13.3 ± 1.31	1.000
	POST	12.8 ± 1.31	
abs DERT (N)	PRE	115.0 ± 20.3	1.000
	POST	114.3 ± 20.3	
rel DERT (%)	PRE	13.6 ± 1.38	1.000
	POST	12.8 ± 1.38	
DR rec (Hz)	PRE	8.36 ± 0.42	1.000
	POST	8.12 ± 0.42	
DR derec (Hz)	PRE	6.72 ± 0.30	0.984
	POST	6.38 ± 0.30	

DR steady (Hz)	PRE	10.6 ± 0.52	1.000
	POST	10.6 ± 0.52	
steadiness (%)	PRE	1.89 ± 0.19	1.000
	POST	1.93 ± 0.20	

Nelle prove al 50% non si osservano cambiamenti nella frequenza di scarica (in tutte le fasi della contrazione) e nella steadiness in nessuno dei due gruppi (tabella 4.5 e 4.6). Aumentano invece solo nel gruppo ECC (figura 4.1) le soglie assolute di reclutamento ($p = 0.006$) e dereclutamento ($p = 0.005$) così come le soglie relative (rispettivamente $p = 0.002$ e $p < 0.001$). Nel gruppo CONV non sono statisticamente significative le modifiche di questi parametri (abs RT, $p = 0.825$; abs DERT, $p = 0.555$; rel RT, $p = 0.447$; rel DERT, $p = 1.000$).

Tabella 4.5: Risultati CONV al 50%

Parametro	Intervallo	Media	<i>p-value</i>
DR rec (Hz)	PRE	10.67 ± 0.57	0.798
	POST	10.77 ± 0.54	
DR derec (Hz)	PRE	8.06 ± 0.42	0.915
	POST	8.03 ± 0.39	
DR steady (Hz)	PRE	15.2 ± 0.60	1.000
	POST	15.3 ± 0.58	
steadiness (%)	PRE	2.04 ± 0.14	0.076
	POST	1.62 ± 0.13	

Tabella 4.6: Risultati ECC al 50%

Parametro	Intervallo	Media	<i>p-value</i>
DR rec (Hz)	PRE	9.11 ± 0.57	0.525
	POST	9.77 ± 0.57	
DR derec (Hz)	PRE	6.36 ± 0.42	0.431
	POST	6.83 ± 0.42	
DR steady (Hz)	PRE	14.8 ± 0.60	1.000
	POST	14.5 ± 0.60	
steadiness (%)	PRE	1.88 ± 0.14	0.962
	POST	1.71 ± 0.15	

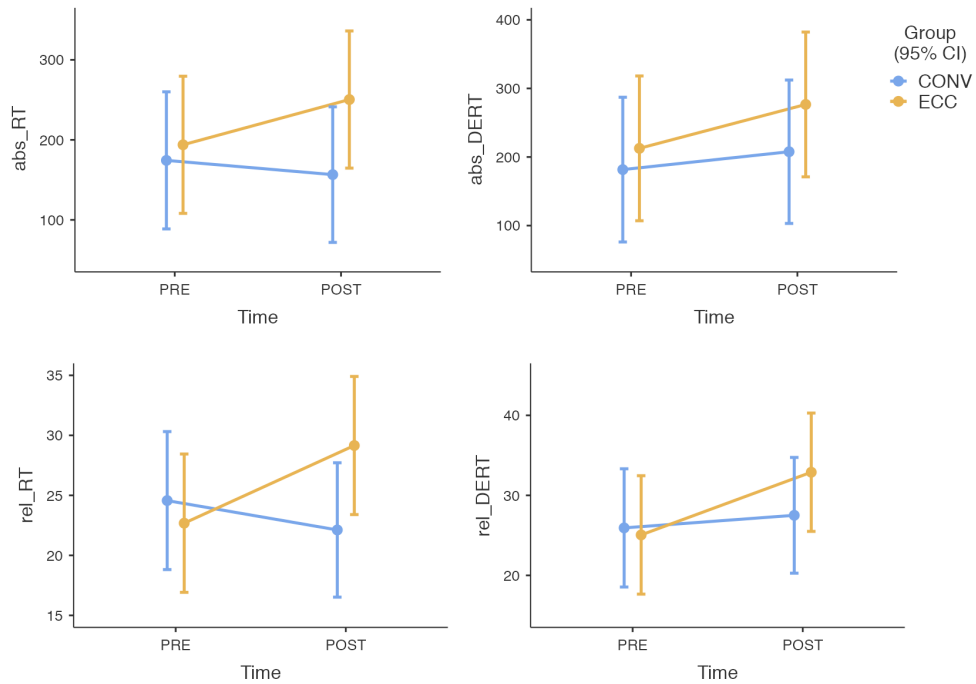


Figura 4.1: Soglie di reclutamento assolute e relative: confronto tra i gruppi ECC e CONV

È però interessante osservare le differenze intersesso di questi cambiamenti. Infatti, confrontando i risultati dei maschi appartenenti al gruppo ECC con quelli delle femmine dello stesso gruppo, si osserva come le soglie di reclutamento e dereclutamento varino solo nella popolazione femminile (figura 4.2). L'apparente aumento del livello di soglia nel gruppo ECC è perciò da attribuirsi ad un reale aumento di tali soglie solamente nelle partecipanti di sesso

femminile. È però opportuno riconoscere che, per limitazioni della strumentazione utilizzata per la rilevazione di questi parametri, il numero di unità motorie osservate nelle ragazze era parecchio inferiore rispetto al pool rilevato nei maschi (tabella 4.7), con una conseguente minore quantità di dati utilizzati durante l'analisi statistica.

Tabella 4.7: Numero di unità motorie rilevate

Sesso	UM per soggetto ¹	UM totali
M	9.23 ± 4.39	381
F	3.78 ± 3.08	151

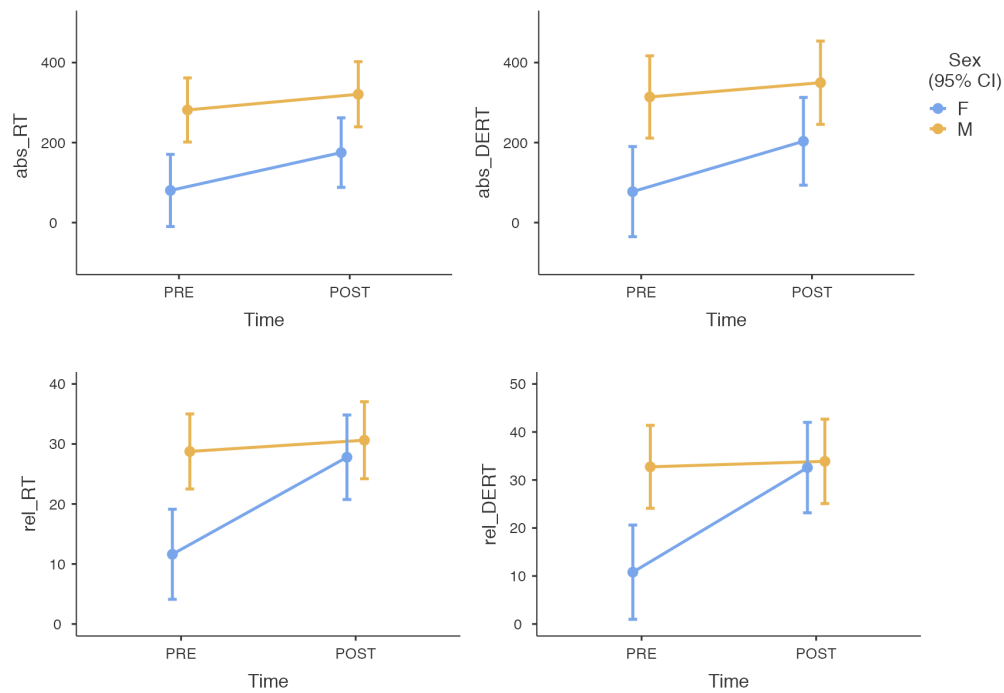


Figura 4.2: Soglie di reclutamento assolute e relative: confronto fra maschi e femmine del gruppo ECC

¹Media del numero di UM rilevate in un soggetto in una contrazione

Capitolo 5

Discussione

Lo scopo del presente studio era indagare gli adattamenti neuromuscolari promossi dalla pratica di resistance training con o senza l'utilizzo di un sovraccarico eccentrico. A differenza del resistance training tradizionale, i cui effetti sono stati ampiamente studiati in letteratura scientifica, l'efficacia dell'allenamento con sovraccarico eccentrico è ancora poco chiara. Se da un punto di vista teorico questa metodologia sembra essere valida, la ricerca concernente le risposte acute e croniche da esso indotte risulta ancora inconsistente e necessita di ulteriori approfondimenti.

La contrazione eccentrica differisce da quella concentrica da un punto di vista biomeccanico, neuromuscolare e metabolico (cfr. par. 1.2.2) e necessita quindi di stimoli allenanti diversi. Servendosi di peculiari strategie di attivazione nervosa, la contrazione eccentrica consente il reclutamento di una minore quantità di unità motorie rispetto a quanto viene registrato in concentrica a parità di tensione sviluppata. Durante l'esecuzione di un esercizio a resistenza costante si assiste al dereclutamento di una parte delle unità motorie nel passaggio dalla fase concentrica a quella eccentrica, tuttavia somministrando un sovraccarico eccentrico è possibile lavorare allo stesso livello di attivazione neurale in entrambe le fasi del movimento. L'allenamento con overload eccentrico sembra quindi essere un metodo efficace per massimizzare la risposta neuromuscolare al resistance training (cfr. par. 1.4). In particolare alcune ricerche hanno evidenziato incrementi nella frequenza di scarica dei motoneuroni in seguito ad allenamento eccentrico [58] e un più veloce reclutamento delle unità motorie a contrazione rapida [59], che può essere raggiunto attraverso una preferenziale attivazione delle fibre IIa e IIx (anche se le evidenze al riguardo sono poche) oppure abbassando la soglia di reclutamento delle unità motorie ad alta soglia [60].

Osservando i dati raccolti dal nostro gruppo di ricerca, in seguito a 4 settimane di allenamento non si assiste a incrementi dell'MVC né nel gruppo sperimentale (ECC) né in quello di controllo (CONV). Questo risultato è in contrasto con una parte consistente della letteratura scientifica esistente, la quale osserva significativi miglioramenti di MVC in seguito alla pratica di resistance training sia convenzionale che con sovraccarico eccentrico. Supponiamo che l'assenza di incrementi sia da attribuirsi in primo luogo alla ridotta specificità del test rispetto all'esercizio utilizzato durante gli allenamenti. Da un punto di vista biomeccanico, infatti, notiamo alcune importanti differenze tra l'esercizio sulla leg press, che utilizza un movimento dinamico (comprendente il ciclo allungamento-accorciamento) e multiarticolare (coinvolgendo cioè più distretti muscolari), e il test di MVC, che valuta la contrazione isometrica di un singolo muscolo. Altri fattori influenti potrebbero essere la breve durata del protocollo di allenamento e la variabilità individuale nella risposta all'allenamento.

Nelle prove al 25% dell'MVC in entrambi i gruppi non si osservano adattamenti neuromuscolari di alcun genere, sia in termini di soglie di reclutamento delle unità motorie che di frequenza di scarica. Non si registrano cambiamenti nella frequenza di scarica nemmeno nelle prove al 50%, mentre sembrano alzarsi solo nel gruppo ECC le soglie assolute e relative di reclutamento e dereclutamento. Andando poi ad indagare la differenza intersesso di queste modifiche si osserva come le soglie cambino in realtà solamente nella popolazione femminile del gruppo ECC.

Quella che, in termini di adattamenti neurali, sembrerebbe essere l'unica risposta dell'organismo al protocollo di allenamento con sovraccarico eccentrico appare in contrasto con quanto proposto dalla letteratura scientifica. Come già detto, in alcune ricerche si osserva un abbassamento della soglia di reclutamento, cioè un'anticipata attivazione delle fibre rapide che costituiscono le unità motorie più grandi e più forti, e ciò permette di raggiungere elevati livelli di forza in tempi più brevi. Nel presente studio, invece, si osserva una tendenza opposta nelle femmine, mentre nessun cambiamento si registra nei maschi. Nonostante sia opportuno ipotizzare una differente risposta neuromuscolare all'allenamento in funzione del sesso, è altrettanto plausibile pensare che in questo caso si sia di fronte ad un falso positivo.

L'idea di un possibile controllo neuromuscolare differente in relazione al sesso nasce dall'analisi di alcune recenti scoperte. La review di Lulic e Inglis [61] descrive in modo accurato quanto si conosce ad oggi circa le differenze intersesso nel comportamento delle unità motorie. In alcuni studi vengono registrati nelle donne tassi di scarica più elevati, una maggiore incidenza di doublet firings e

una soglia di reclutamento più alta, elementi che fanno ipotizzare l'esistenza di diverse strategie di attivazione neuromuscolare rispetto al sesso maschile. Tuttavia è ancora inopportuno trarre delle conclusioni a causa dell'insufficiente quantità di dati a disposizione. Tutto ciò che sappiamo riguardo al comportamento delle unità motorie si basa su studi effettuati quasi esclusivamente su uomini. Poche ricerche hanno analizzato il controllo neuromuscolare nella donna e comunque, anche laddove fossero presenti partecipanti di sesso femminile, il numero di donne era tendenzialmente inferiore rispetto a quello degli uomini. Un altro ostacolo nella raccolta di dati per il sesso femminile è rappresentato dai limiti delle strumentazioni utilizzate per le analisi le quali, come vedremo in seguito, consentono la rilevazione di un numero inferiore di unità motorie nei soggetti femminili rispetto a quanto avviene in quelli maschili. Al fine di conoscere realmente le possibili differenze legate al sesso nel comportamento delle unità motorie, occorre quindi in primo luogo equiparare la mole di dati in nostro possesso per entrambi i sessi.

L'HD-EMG rappresenta un grande passo in avanti per lo studio del controllo neuromuscolare, offrendo progressi nell'indagine delle caratteristiche sia spaziali che temporali delle unità motorie. Attraverso una tecnica non invasiva permette di estrarre informazioni di un gran numero di unità motorie, consentendo una valutazione più accurata rispetto alle tecniche utilizzate in passato [62]. Nonostante i vantaggi offerti, anche questa tecnica presenta delle limitazioni importanti. Se utilizzata su soggetti femminili, infatti, consente la rilevazione di un basso numero di unità motorie, pari a circa la metà di quelle rilevate nei maschi [63]. Come osservato nel capitolo precedente, infatti, anche nel presente studio il numero di unità motorie rilevato dagli uomini è decisamente più alto rispetto a quello acquisito dalle donne (tabella 4.7). A causa di queste difficoltà molto spesso gli studi sono stati effettuati su popolazioni esclusivamente maschili, accrescendo ulteriormente il divario nella quantità di dati raccolti per i due sessi. Diverse ricerche affermano che la difficoltà nella ricezione superficiale del segnale elettromiografico sia da attribuirsi allo spessore dello strato di tessuto adiposo sottocutaneo, il quale è mediamente maggiore nella donna rispetto all'uomo [64, 65]. Tuttavia alcune evidenze portano a pensare che il grasso sottocutaneo non sia l'unico fattore limitante. Del Vecchio [66], ad esempio, rileva un minor numero di unità motorie da HD-EMG sul primo muscolo interosseo dorsale, nonostante non si registrino differenze tra i due sessi nella quantità di tessuto adiposo sottocutaneo in quella zona [67, 68]. Inoltre Taylor [63] osserva che le ragazze con il BMI più basso sono le stesse in cui viene decomposta la minor quantità di unità motorie. Pur consapevole

che il BMI non sia una misura diretta dello spessore di grasso sottocutaneo, l'autore ipotizza che sia il differente volume di massa magra fra i due sessi il principale fattore che influenza la rilevazione elettromiografica. Inoltre è bene osservare che un minor pool di unità motorie nella donna è stato osservato anche da alcuni studi che hanno utilizzato l'EMG intramuscolare [69,70]. Ciò suggerisce che, nonostante il tessuto adiposo sottocutaneo e la composizione corporea rappresentino fattori chiave nella rilevazione delle unità motorie attraverso HD-EMG, altri fattori quali la CSA e la distribuzione spaziale delle unità motorie potrebbero contribuire alle difficoltà nella decomposizione del segnale.

Oltre a quanto appena menzionato, altri elementi ancora poco studiati potrebbero influenzare il comportamento delle unità motorie, determinando delle differenze fra i due sessi. Tra questi citiamo le differenze anatomiche dell'apparato muscolo-scheletrico [71] (fra cui le lassità articolari, le proprietà dell'unità muscolo-tendinea e l'architettura muscolare) e le fluttuazioni ormonali [72]. Alla luce delle ricerche esposte, seppur ancora insufficienti per trarre delle conclusioni evidenti, è opportuno ipotizzare una differente risposta neuromuscolare all'allenamento in funzione del sesso. Comprendere le differenze intersesso nel comportamento delle unità motorie avrebbe importanti implicazioni sia in ambito terapeutico-riabilitativo che sportivo. Da un punto di vista clinico è fondamentale considerare che la fisiopatologia di una condizione patologica, la progressione della malattia e la risposta al trattamento possono differire tra i sessi. Allo stesso modo in campo sportivo occorre tenere in considerazione che la donna può rispondere all'allenamento in maniera differente rispetto all'uomo. L'utilizzo di strategie di controllo neuromuscolare differenti potrebbe essere uno degli elementi che spiega le differenze nelle prestazioni sportive legate al sesso. Le femmine possiedono, infatti, una maggiore resistenza alla fatica rispetto ai maschi [73] e generalmente superano i maschi negli esercizi che coinvolgono intensità submassimali (ad esempio in sport di ultra-resistenza). Al contrario, gli uomini hanno un vantaggio negli sport basati sulla forza e sul potenza [74]. Tuttavia, pur esistendo alcune prove che le atlete donne utilizzino strategie di reclutamento neuromuscolare diverse rispetto agli atleti maschi, non vi sono dati che esaminino le differenze sessuali negli adattamenti neuromuscolari in risposta all'allenamento. Comprendere il comportamento delle unità motorie in diversi contesti di esercizio e in entrambi i sessi è fondamentale al fine di determinare se sia necessario somministrare allenamenti distinti per uomini e donne. Occorrono quindi ulteriori approfondimenti per comprendere se le potenziali differenze nel comportamento delle unità motorie, a riposo e

in risposta all'allenamento, siano reali oppure se sia la ridotta mole di dati a disposizione ad influenzare questo risultato.

Così come per gli studi sopracitati, anche nella presente ricerca è opportuno interrogarsi riguardo all'influenza dei limiti della strumentazione utilizzata sui risultati finali. Di conseguenza quelli che potrebbero sembrare degli adattamenti neuromuscolari tipici della donna in risposta ad allenamento di forza con overload eccentrico, potrebbero in realtà essere dei falsi positivi, risultati non reali bensì derivanti da un'analisi statistica effettuata su un campione di dati troppo esiguo. Oltre a questo si aggiungono gli ulteriori limiti del disegno sperimentale adoperato, che potrebbero essere stati determinanti nell'impedire l'osservazione di risultati anche su tutti gli altri parametri valutati.

In primo luogo la breve durata del protocollo di allenamento potrebbe aver inciso negativamente, pur consapevoli che gli adattamenti neurali si sviluppano principalmente nel primo periodo di allenamento e si osservano prima degli adattamenti strutturali (cfr. par. 1.3.2). È però altresì vero che, generalmente, negli studi di training con overload eccentrico i partecipanti sono stati sottoposti a più settimane di allenamento, con un range che varia mediamente tra le 5 e le 12 settimane [51].

Alro elemento da tenere in considerazione è l'intensità delle rampe utilizzate durante il test HD-EMG, le quali raggiungevano livelli stazionari pari al 25% e al 50% dell'MVC. Il fatto che si osservino dei risultati, seppur limitati, solamente al 50% porta a pensare che non sia possibile osservare degli adattamenti ad intensità troppo basse. L'intensità di allenamento era piuttosto elevata (veniva utilizzato un carico pari al 70% dell'1RM in concentrica e al 105% in eccentrica) e dunque produceva una stimolazione soprattutto a carico delle unità motorie forti e rapide, le stesse che, probabilmente, a intensità basse come quelle utilizzate nel test non vengono reclutate. In uno studio futuro sarebbe interessante effettuare delle prove a intensità più alte, per capire se possa essere questa una delle limitazioni che contribuiscono a mascherare i risultati.

Infine un ulteriore limite può essere ricercato nella numerosità campionaria, pari a 20 soggetti (5 per sesso in ciascun gruppo) al netto dei dropout. Il ridotto numero di partecipanti rappresenta un forte limite soprattutto nella raccolta dei dati delle ragazze. Alla luce delle difficoltà nel decomporre i segnali EMG della popolazione femminile, potrebbe essere opportuno ricorrere ad un campione più numeroso rispetto a quello da noi utilizzato.

Riconosciuti i possibili limiti del disegno sperimentale, rimane da comprendere il motivo per cui si siano osservati degli incrementi della soglia di reclutamento

delle unità motorie, al contrario di quanto ci si potesse aspettare. È possibile, ma altrettanto improbabile, che nelle prove al 50% le unità motorie rapide vengano reclutate più tardi poiché viene ottimizzata l'attività di quelle lente, le quali diventerebbero in grado di sviluppare più forza rispetto alla condizione pre allenamento. Ciò consentirebbe di ritardare l'intervento delle unità motorie più grandi aumentando di conseguenza la soglia di attivazione. Si potrebbe ipotizzare che questo fenomeno non si osservi nelle prove al 25% poiché la bassa intensità dello stimolo non richiederebbe l'intervento delle unità motorie ad alta soglia. Tuttavia, più che di una reale osservazione si tratta di una speculazione che non trova alcun riscontro in letteratura. Decisamente più probabile è che la frequenza di errori di decomposizione nei segnali EMG abbia portato alla rilevazione di due differenti pool di unità motorie nelle ragazze. Durante la pulizia dei segnali effettuata con MATLAB molte unità motorie rilevate dall'algoritmo sono state scartate in quanto palesi errori di decomposizione. Ciò ha portato in alcuni casi a selezionare anche solo una singola unità motoria per un soggetto. Tenendo in considerazione questi aspetti è opportuno pensare di aver rilevato due pool di unità motorie differenti nelle prove PRE e POST protocollo di allenamento. Di conseguenza, supponiamo che il risultato ottenuto non derivi da un adattamento del sistema neuromuscolare bensì dalla naturale diversità di due distinti campioni di unità motorie.

Capitolo 6

Conclusioni

L'efficacia dell'allenamento con sovraccarico eccentrico è ancora dibattuta e la sua validità teorica necessita di maggiori riscontri empirici. Questa innovativa metodologia di allenamento sembra essere un metodo efficace per favorire adattamenti del sistema neuromuscolare e si ipotizza una differente risposta dell'organismo all'esercizio in funzione del sesso. Tuttavia l'insufficiente mole di dati a nostra disposizione ci impedisce di trarre conclusioni evidenti circa le differenze intersesso nel comportamento delle unità motorie. Riuscire a comprendere queste differenze sarebbe fondamentale al fine di determinare se sia necessario somministrare allenamenti distinti per uomini e donne. La ricerca di un allenamento sempre più individualizzato e impostato ad hoc sulle caratteristiche del cliente è essenziale per ottimizzare e accelerare il raggiungimento degli obiettivi prefissati, indipendentemente che si tratti di esercizio a fini rieducativi, sportivi o estetici.

I dati raccolti dal nostro gruppo di ricerca non hanno prodotto risultati statisticamente significativi che sostengano l'efficacia dell'allenamento con sovraccarico eccentrico. Supponiamo che i limiti delle strumentazioni utilizzate per le analisi possano aver influenzato i risultati, mostrando un apparente incremento nelle soglie di reclutamento e dereclutamento delle unità motorie nella popolazione femminile. In aggiunta, altre limitazioni nel disegno sperimentale potrebbero aver impedito di osservare gli adattamenti neuromuscolari attesi e sarebbe quindi interessante ripetere in futuro lo studio modificando alcune variabili come, ad esempio, la numerosità campionaria e la durata del protocollo di allenamento. Al momento, con i dati in nostro possesso, non ci è possibile sostenere l'utilità del resistance training con overload eccentrico, tuttavia occorre realizzare ulteriori studi al fine di comprendere realmente gli effetti prodotti dalla pratica di questa nuova forma di allenamento.

Ringraziamenti

Vorrei dedicare questo spazio a coloro che, con dedizione e pazienza, hanno contribuito alla realizzazione di questo elaborato.

Ringrazio il mio relatore prof. Martino Franchi, per la fiducia e la stima che ha riposto in me e nei miei colleghi affidandoci un progetto importante e ambizioso che valorizzasse il percorso di studi effettuato.

Un doveroso ringraziamento va anche al dott. Giacomo Valli e al dott. Fabio Sarto, per i preziosi insegnamenti e per la diretta supervisione durante tutte le fasi della sperimentazione.

Un grazie particolare lo rivolgo ai cinque colleghi con cui ho condiviso questo percorso di crescita personale e professionale. Insieme abbiamo sperimentato le potenzialità ma anche le difficoltà del lavoro di squadra, acquisendo una competenza fondamentale per il nostro futuro lavorativo.

Non posso esimermi dal ringraziare tutti i partecipanti che volontariamente hanno accettato il nostro invito a prendere parte a questa ricerca, senza di loro non sarebbe mai stato possibile realizzare lo studio.

Ringrazio infine la mia famiglia e tutte le persone a me care, per essermi sempre state vicine e per avermi sostenuto nella realizzazione dei miei progetti.

Bibliografia

- [1] Siff M. Biomechanical foundations of strength and power training. In: Zatsiorsky V, editor. *Biomechanics in Sport*. London: Blackwell Scientific Ltd; 2001. p. 103–39.
- [2] Winett RA, Carpinelli RN. Potential health-related benefits of resistance training. *Prev Med*. 2001 Nov;33(5):503-13.
- [3] Suchomel TJ, Nimphius S, Stone MH. The Importance of Muscular Strength in Athletic Performance. *Sports Med*. 2016 Oct;46(10):1419-49.
- [4] Brenner B, Eisenberg E. The mechanism of muscle contraction. Biochemical, mechanical, and structural approaches to elucidate cross-bridge action in muscle. *Basic Res Cardiol*. 1987;82 Suppl 2:3-16.
- [5] Ochala J, Sun YB. Novel myosin-based therapies for congenital cardiac and skeletal myopathies. *J Med Genet*. 2016 Oct;53(10):651-4.
- [6] Bárány M. ATPase activity of myosin correlated with speed of muscle shortening. *J Gen Physiol*. 1967 Jul;50(6):Suppl:197-218.
- [7] Henneman E. Relation between size of neurons and their susceptibility to discharge. *Science*. 1957 Dec 27;126(3287):1345-7.
- [8] Thomas CK, Bigland-Richie B, Johansson RS. Force-frequency relationships of human thenar motor units. *J Neurophysiol* 1991; 65: 1509-16
- [9] Kamen G. Neural issues in the control of muscular strength. *Res Q Exerc Sport*. 2004 Mar;75(1):3-8.
- [10] Bompa T, Buzzichelli CA. *Periodizzazione dell'allenamento sportivo*, 2. ed. italiana. Perugia: Calzetti Mariucci; 2017.
- [11] Harre D. *Teoria dell'allenamento. Indicazione di una metodica generale di allenamento*. Roma: Società Stampa Sportiva; 1972.

- [12] Wineck J. L'allenamento ottimale, 2. ed. italiana. Torgiano: Calzetti Mariucci; 2009.
- [13] McArdle WD. Exercise physiology: energy, nutrition and human performance. 4. ed. Baltimore: Williams & Wilkins; 1996.
- [14] Hill AV. The heat of shortening and the dynamic constants of muscle. Proceedings of the Royal Society of London Series B, Biological sciences. 1938;126(843):136–95.
- [15] Katz B. The relation between force and speed in muscular contraction. J Physiol. 1939 Jun 14;96(1):45-64.
- [16] Astrand PO, Rodahl K. Textbook of work physiology, 3. ed. New York: McGraw-Hill Inc; 1986.
- [17] Westing SH, Seger JY, Karlson E, Ekblom B. Eccentric and concentric torque-velocity characteristics of the quadriceps femoris in man. Eur J Appl Physiol Occup Physiol. 1988;58(1-2):100-4.
- [18] Perrine JJ, Edgerton VR. Muscle force-velocity and power-velocity relationships under isokinetic loading. Med Sci Sports. 1978 Fall;10(3):159-66.
- [19] Franchi MV, Reeves ND, Narici MV. Skeletal Muscle Remodeling in Response to Eccentric vs. Concentric Loading: Morphological, Molecular, and Metabolic Adaptations. Front Physiol. 2017 Jul 4;8:447.
- [20] Herzog W, Leonard TR, Joumaa V, Mehta A. Mysteries of muscle contraction. J Appl Biomech. 2008 Feb;24(1):1-13.
- [21] Gordon AM, Huxley AF, Julian FJ. The variation in isometric tension with sarcomere length in vertebrate muscle fibres. J Physiol. 1966 May;184(1):170-92.
- [22] Herzog W, ter Keurs HE. Force-length relation of in-vivo human rectus femoris muscles. Pflugers Arch. 1988 Jun;411(6):642-7.
- [23] Herzog W. Mechanisms of enhanced force production in lengthening (eccentric) muscle contractions. J Appl Physiol (1985). 2014 Jun 1;116(11):1407-17.
- [24] Nishikawa KC, Monroy JA, Uyeno TE, Yeo SH, Pai DK, Lindstedt SL. Is titin a 'winding filament'? A new twist on muscle contraction. Proc Biol Sci. 2012 Mar 7;279(1730):981-90.

- [25] Hoppeler H. Moderate Load Eccentric Exercise; A Distinct Novel Training Modality. *Front Physiol.* 2016 Nov 16;7:483.
- [26] Schieppati M, Valenza F, Rezzonico M. Motor unit recruitment in human biceps and brachioradialis muscles during lengthening contractions. *Eur. J. Neurosci.* 1991;4:303.
- [27] Enoka RM. Eccentric contractions require unique activation strategies by the nervous system. *J Appl Physiol* (1985). 1996 Dec;81(6):2339-46.
- [28] Abbruzzese, G., M. Morena, L. Spadavecchia, and M. Schieppati. Response of arm flexor muscles to magnetic and electrical brain stimulation during shortening and lengthening tasks in man. *J. Physiol. Lond.* 481: 499–507, 1994.
- [29] Tax AA, Denier van der Gon JJ, Gielen CC, van den Tempel CM. Differences in the activation of m. biceps brachii in the control of slow isotonic movements and isometric contractions. *Exp Brain Res.* 1989;76(1):55-63.
- [30] Sekiguchi H, Kohno Y, Hirano T, Akai M, Nakajima Y, Nakazawa K. Modulation of corticospinal excitability during lengthening and shortening contractions in the first dorsal interosseus muscle of humans. *Exp Brain Res.* 2007 Apr;178(3):374-84.
- [31] Bigland-Ritchie B, Woods JJ. Integrated electromyogram and oxygen uptake during positive and negative work. *J Physiol.* 1976 Sep;260(2):267-77.
- [32] Sale DG. Neural adaptation to resistance training. *Med Sci Sports Exerc.* 1988 Oct;20(5 Suppl):S135-45.
- [33] Folland JP, Williams AG. The adaptations to strength training : morphological and neurological contributions to increased strength. *Sports Med.* 2007;37(2):145-68.
- [34] Phillips SM. Short-term training: when do repeated bouts of resistance exercise become training. *Can J Appl Physiol* 2000; 25: 185-93.
- [35] Franchi MV, Atherton PJ, Reeves ND, Flück M, Williams J, Mitchell WK, Selby A, Beltran Valls RM, Narici MV. Architectural, functional and molecular responses to concentric and eccentric loading in human skeletal muscle. *Acta Physiol.* 2014;210(3):642–54.

- [36] Aagaard P, Simonsen EB, Andersen JL, Magnusson P, Dyhre-Poulsen P. Increased rate of force development and neural drive of human skeletal muscle following resistance training. *J Appl Physiol.* 2002;93(4):1318-1326.
- [37] Schoenfeld BJ, Ogborn D, Krieger JW. Dose-response relationship between weekly resistance training volume and increases in muscle mass: A systematic review and meta-analysis. *J Sports Sci.* 2017 Jun;35(11):1073-1082.
- [38] Gabriel DA, Kamen G, Frost G. Neural adaptations to resistive exercise: mechanisms and recommendations for training practices. *Sports Med.* 2006;36(2):133-49.
- [39] Roig, M., O'Brien, K., Kirk, G., Murray, R., McKinnon, P., Shadgan, B., et al. (2009). The effects of eccentric versus concentric resistance training on muscle strength and mass in healthy adults: a systematic review with meta-analysis. *Br. J. Sports Med.* 43, 556–568.
- [40] Higbie EJ, Cureton KJ, Warren GL III, Prior BM. Effects of concentric and eccentric training on muscle strength, cross-sectional area, and neural activation. *J Appl Physiol.* 1996;81(5):2173–81.
- [41] Tinwala F, Cronin J, Haemmerle E, Ross A. Eccentric strength training: A review of the available technology. *Strength and Conditioning Journal.* 2017;39(1):32-47.
- [42] Franchi MV, Maffiuletti NA. Distinct modalities of eccentric exercise: different recipes, not the same dish. *J Appl Physiol (1985).* 2019 Sep 1;127(3):881-883.
- [43] Coratella G, Longo S, Cè E, Esposito F, de Almeida Costa Campos Y, Pereira Guimarães M, Fernandes da Silva S, Dufour SP, Hureau TJ, Lemire M, Favret F, Elmer SJ, LaStayo PC, Wernbom M, Seynnes O, Paulsen G, Bontemps B, Vercruyssen F, Gruet M, Louis J, Mourot L, Rakobowchuk M, Pageaux B, Tremblay J, Peñailillo L, Nosaka K, Hahn D, Raiteri BJ, Škarabot J, Valenzuela PL, Walsh JA, McAndrew DJ, Lepers R, Stapley PJ, Baumert P, Erskine RM, Clos P. Commentaries on Viewpoint: Distinct modalities of eccentric exercise: different recipes, not the same dish. *J Appl Physiol (1985).* 2019 Sep 1;127(3):884-891.

- [44] Bridgeman LA, McGuigan MR, Gill ND, Dulson DK. The effects of accentuated eccentric loading on the drop jump exercise and the subsequent postactivation potentiation response. *J Strength Cond Res.* 2017;31(6):1620–26.
- [45] Friedmann B, Kinscherf R, Vorwald S, Muller H, Kucera K, Borisch S, et al. Muscular adaptations to computer-guided strength training with eccentric overload. *Acta Physiol Scand J.* 2004;182:77–88.
- [46] Friedmann-Bette B, Bauer T, Kinscherf R, Vorwald S, Klute K, Bischoff D, et al. Effects of strength training with eccentric overload on muscle adaptation in male athletes. *Eur J Appl Physiol.* 2010;108(4):821–36.
- [47] Brandenburg JP, Docherty D. The effects of accentuated eccentric loading on strength, muscle hypertrophy, and neural adaptations in trained individuals. *J Strength Cond Res.* 2002;16(1):25.
- [48] Walker S, Blazevich AJ, Haff GG, Tufano JJ, Newton RU, Hakkinen K. Greater strength gains after training with accentuated eccentric than traditional isoinertial loads in already strength-trained men. *Front Physiol.* 2016;7:149.
- [49] Aboodarda SJ, Byrne JM, Samson M, Wilson BD, Mokhtar AH, Behm DG. Does performing drop jumps with additional eccentric loading improve jump performance? *J Strength Cond Res.* 2014;28(8):2314–23.
- [50] Bridgeman LA, Gill ND, Dulson DK, McGuigan MR. The effect of exercise-induced muscle damage after a bout of accentuated eccentric load drop jumps and the repeated bout effect. *J Strength Cond Res.* 2017;31(2):386–94.
- [51] Wagle JP, Taber CB, Cunanan AJ, Bingham GE, Carroll KM, DeWeese BH, Sato K, Stone MH. Accentuated Eccentric Loading for Training and Performance: A Review. *Sports Med.* 2017 Dec;47(12):2473-2495.
- [52] Bigland B, Lippold OC. The relation between force, velocity and integrated electrical activity in human muscles. *J Physiol.* 1954 Jan;123(1):214-24.
- [53] Sarto F, Franchi MV, Rigon PA, Grigoletto D, Zoffoli L, Zanuso S, Narici MV. Muscle activation during leg-press exercise with or without eccentric overload. *Eur J Appl Physiol.* 2020 Jul;120(7):1651-1656.

- [54] Nardone A, Schieppati M. Selective recruitment of high threshold human motor units during voluntary isotonic lengthening of active muscles. *J Physiol*. 1989;409:451–71.
- [55] Brzycki M. Strength testing: predicting a one-rep max from repetitions to fatigue. *JOPERD*. 1993;64:88-90.
- [56] Oomen NM, van Dieën JH. Effects of age on force steadiness: A literature review and meta-analysis. *Ageing Res Rev*. 2017 May;35:312-321.
- [57] Holobar A, Minetto MA, Farina D. Accurate identification of motor unit discharge patterns from high-density surface EMG and validation with a novel signal-based performance metric. *J Neural Eng*. 2014 Feb;11(1):016008.
- [58] Semmler JG. Motor unit activity after eccentric exercise and muscle damage in humans. *Acta Physiol (Oxf)*. 2014 Apr;210(4):754-67.
- [59] Cormie P, McGuigan MR, Newton RU. Developing maximal neuromuscular power: Part 1—biological basis of maximal power production. *Sports Med*. 2011 Jan 1;41(1):17-38.
- [60] Douglas J, Pearson S, Ross A, McGuigan M. Chronic Adaptations to Eccentric Training: A Systematic Review. *Sports Med*. 2017 May;47(5):917-941.
- [61] Lulic-Kuryllo T, Inglis JG. Sex differences in motor unit behaviour: A review. *Journal of Electromyography and Kinesiology*. 2022 Aug;1050-6411.
- [62] Farina D, Negro F, Muceli S, Enoka RM. Principles of Motor Unit Physiology Evolve With Advances in Technology. *Physiology (Bethesda)*. 2016 Mar;31(2):83-94.
- [63] Taylor CA, Kopicko BH, Negro F, Thompson CK. Sex differences in the detection of motor unit action potentials identified using high-density surface electromyography. *J Electromyogr Kinesiol*. 2022 Aug;65:102675.
- [64] Hug F, Avrillon S, Del Vecchio A, Casolo A, Ibanez J, Nuccio S, Rossato J, Holobar A, Farina D. Analysis of motor unit spike trains estimated from high-density surface electromyography is highly reliable across operators. *J Electromyogr Kinesiol*. 2021 Jun;58:102548.

- [65] Lulic-Kuryllo T, Thompson CK, Jiang N, Negro F, Dickerson CR. Neural control of the healthy pectoralis major from low-to-moderate isometric contractions. *J Neurophysiol*. 2021 Jul 1;126(1):213-226.
- [66] Del Vecchio A, Holobar A, Falla D, Felici F, Enoka RM, Farina D. Tutorial: Analysis of motor unit discharge characteristics from high-density surface EMG signals. *J Electromyogr Kinesiol*. 2020 Aug;53:102426.
- [67] Herda TJ, Miller JD, Wray ME, Sterczala AJ, Dimmick HL, Trevino MA. Motor unit firing rates of the first dorsal interosseous differ between male and female children aged 8-10 years. *Hum Mov Sci*. 2019 Jun 4;66:416-424.
- [68] Parra ME, Sterczala AJ, Miller JD, Trevino MA, Dimmick HL, Herda TJ. Sex-related differences in motor unit firing rates and action potential amplitudes of the first dorsal interosseous during high-, but not low-intensity contractions. *Exp Brain Res*. 2020 May;238(5):1133-1144.
- [69] Peng YL, Tenan MS, Griffin L. Hip position and sex differences in motor unit firing patterns of the vastus medialis and vastus medialis oblique in healthy individuals. *J Appl Physiol (1985)*. 2018 Jun 1;124(6):1438-1446.
- [70] Guo Y, Jones EJ, Inns TB, Ely IA, Stashuk DW, Wilkinson DJ, Smith K, Piasecki J, Phillips BE, Atherton PJ, Piasecki M. Neuromuscular recruitment strategies of the vastus lateralis according to sex. *Acta Physiol (Oxf)*. 2022 Jun;235(2):e13803.
- [71] Oliveira DS, Casolo A, Balshaw TG, Maeo S, Lanza MB, Martin NRW, Maffulli N, Kinfel TM, Eskofier BM, Folland JP, Farina D, Del Vecchio A. Neural decoding from surface high-density EMG signals: influence of anatomy and synchronization on the number of identified motor units. *J Neural Eng*. 2022 Aug 2;19(4).
- [72] Tenan MS, Peng YL, Hackney AC, Griffin L. Menstrual cycle mediates vastus medialis and vastus medialis oblique muscle activity. *Med Sci Sports Exerc*. 2013 Nov;45(11):2151-7.
- [73] Hunter SK. Sex differences in human fatigability: mechanisms and insight to physiological responses. *Acta Physiol (Oxf)*. 2014 Apr;210(4):768-89.
- [74] Tiller NB, Elliott-Sale KJ, Knechtle B, Wilson PB, Roberts JD, Millet GY. Do Sex Differences in Physiology Confer a Female Advantage in Ultra-Endurance Sport? *Sports Med*. 2021 May;51(5):895-915.