

UNIVERSITÀ DEGLI STUDI DI PADOVA

Dipartimento di Scienze Biomediche

Corso di Laurea Triennale in Scienze Motorie

Tesi di Laurea

**EFFETTI DELL'ALLENAMENTO CONTRO-RESISTENZA SUL
CONTROLLO E SULLA STABILITÀ DELLA FORZA
MUSCOLARE VOLONTARIA IN GIOVANI ADULTI E ANZIANI**

Relatore: Dott. Casolo Andrea

Correlatore: Dott. Sampieri Alessandro

Laureando: Funaioli Mattia

N° di matricola: 2010888

Anno Accademico 2023/2024

*A chiunque ci sia stato, c'è e rimarrà per sempre nel mio cuore.
Che io possa essere la versione migliore di me stesso, per me e per voi.*

VIGILO, ADSUM, MEMINI

INDICE

ABSTRACT	2
ENGLISH ABSTRACT	2
1. INTRODUZIONE	
1.1 FORZA, ALLENAMENTO E ADATTAMENTI.....	4
1.2 SISTEMA NERVOSO E PRODUZIONE DI FORZA.....	5
1.2.1 Il motoneurone, l'unità motoria e le fibre muscolari.....	6
1.2.2 Frequenza di scarica delle unità motorie.....	7
1.2.3 Force steadiness, Coefficiente di Variazione della Forza (CoV_F) e Common synaptic input (CSI).....	8
1.2.4 Coefficiente di Variazione della Frequenza di scarica (CoV_ISI).....	9
1.3 TECNICHE DI STUDIO E REGISTRAZIONE DELL'ATTIVITÀ DELLE UNITÀ MOTORIE.....	10
1.4 ADATTAMENTI ALL'ALLENAMENTO CONTRO-RESISTENZA.....	11
1.5 SCOPO DELLO STUDIO.....	12
2. MATERIALI E METODI	
2.1 PARTECIPANTI.....	14
2.2 PANORAMICA DELLO STUDIO.....	14
2.3 PROTOCOLLO DI VALUTAZIONE NEUROMUSCOLARE.....	16
2.3.1 Definizione del set-up e del protocollo sperimentale.....	16
2.3.2 Massima Contrazione Isometrica Volontaria e forza.....	17
2.3.3 Contrazioni steady state (stato stazionario).....	17
2.4 REGISTRAZIONE E ANALISI DEI SEGNALI DI FORZA E HDsEMG.....	18
2.4.1 Registrazione e analisi del segnale di forza.....	18
2.4.2 Registrazione e analisi del segnale HDsEMG.....	18
2.5 ANALISI DELLE UNITÀ MOTORIE.....	20
2.6 PROTOCOLLO DI ALLENAMENTO CONTRO-RESISTENZA.....	21
2.7 ANALISI DATI E STATISTICA.....	23
3. RISULTATI	
3.1 DECOMPOSIZIONE DEL SEGNALE E DISTRIBUZIONE DELLE UNITÀ MOTORIE.....	24
3.2 CAMBIAMENTI NELLA MASSIMA CONTRAZIONE VOLONTARIA (MVC).....	25
3.3 CAMBIAMENTI NEL COEFFICIENTE DI VARIAZIONE DELLA FORZA (COV_F).....	25
3.4 CAMBIAMENTI NELLA FREQUENZA DI SCARICA (DR).....	26
3.5 CAMBIAMENTI NEL COEFFICIENTE DI VARIAZIONE DELLA FREQUENZA DI SCARICA (COV_ISI).....	27
3.6 CORRELAZIONI TRA IL COV_F E IL COV_ISI.....	28
4. DISCUSSIONE	
4.1 CAMBIAMENTI DELLA MASSIMA FORZA VOLONTARIA ISOMETRICA E DEL COEFFICIENTE DI VARIAZIONE DELLA FORZA.....	30
4.2 CAMBIAMENTI NELLA FREQUENZA DI SCARICA.....	31
4.3 CAMBIAMENTI NEL COEFFICIENTE DI VARIAZIONE DELLA FREQUENZA DI SCARICA E CORRELAZIONI TRA CoV_F E CoV_ISI.....	32
4.4 LIMITI E VANTAGGI DELLO STUDIO.....	33
5. CONCLUSIONI	
BIBLIOGRAFIA	
RINGRAZIAMENTI	44

ABSTRACT

Lo studio si propone di analizzare gli effetti di un programma di allenamento contro resistenza di 8 settimane sulla capacità massima del muscolo di esprimere forza volontariamente e sul controllo e stabilità della forza, confrontando due coorti di giovani adulti e anziani. In particolare, sono stati studiati la stabilità della forza misurata, dal coefficiente di variazione della forza (CoV_F), e i suoi determinanti neurali, tra cui la frequenza di scarica (DR) delle unità motorie (UM) e la variabilità della DR (CoV_ISI) delle unità motorie durante contrazioni sub massimali stabili, al 10% e al 30% della massima contrazione volontaria (MVC) dei muscoli estensori di ginocchio.

Un campione selezionato, composto da 9 giovani adulti e 11 anziani sani, è stato sottoposto a un programma di 8 settimane di allenamento contro resistenza dinamico e progressivo. Al *baseline* e al termine dell'allenamento, sono stati valutati i livelli di attività fisica abituale (questionario GPAQ), le caratteristiche antropometriche e, mediante DEXA, di composizione corporea. La MVC, il controllo e la stabilità della forza sono state misurate mediante un dinamometro isometrico. Per registrare l'attività delle unità motorie è stata utilizzata l'elettromiografia di superficie ad alta densità (HDsEMG), che ha permesso di studiare il comportamento di ampie popolazioni rappresentative di unità motorie, attivate durante le contrazioni massimali e sub massimali e rilevate dal muscolo vasto laterale. Le variabili estratte (CoV_F, DR e CoV_ISI) sono state poi confrontate prima e dopo il programma di allenamento contro-resistenza mediante un ANOVA a due vie per misure ripetute.

ENGLISH ABSTRACT

The study aims to analyze the effects of an 8-week resistance training program on the muscle's maximum capacity to voluntarily express force and on force control and steadiness. The study compares two cohorts of young and older adults. Specifically, it investigates the steadiness of measured force, as indicated by the force coefficient of variation (CoV_F), and its neural determinants, including motor unit discharge frequency (DR) and DR variability (CoV_ISI) during stable submaximal contractions at 10% and 30% of the maximum voluntary contraction of knee extensor muscles.

A selected sample of 9 young adults and 11 healthy older individuals underwent an 8-week dynamic and progressive resistance training program. Baseline and post-training assessments included

habitual physical activity levels (GPAQ questionnaire), anthropometric characteristics, and body composition measured by DEXA. Maximum voluntary contraction (MVC), force control, and steadiness were assessed using an isometric dynamometer. High-density surface electromyography (HDsEMG) was used to record motor unit activity, allowing the study of behavior in large representative populations of motor units activated during maximal and submaximal contractions, specifically in the vastus lateralis muscle. The extracted variables (CoV_F, DR, and CoV_ISI) were then compared before and after the resistance training program using a two-way repeated measures ANOVA.

1. INTRODUZIONE

1.1 FORZA, ALLENAMENTO E ADATTAMENTI

La pratica dell'allenamento contro resistenza (*resistance training*) risulta uno dei metodi più indicati ed utilizzati a livello medico e non per il miglioramento della salute, delle prestazioni fisiche e della performance atletica.

Le linee guida (come ad esempio quelle dell'*American College of Sports Medicine*), stilate sulla base della sempre più vasta letteratura a riguardo, sono concordi nell'indicare, per l'adulto, una frequenza di almeno 2/3 sedute settimanali di *resistance training* per il mantenimento di una sana condizione psico-fisica (Garber et al., 2011).

La ricerca evidenzia aspetti ed implicazioni sempre nuovi degli effetti benefici dell'allenamento contro resistenza sull'organismo, per le diverse fasce d'età e le diverse condizioni di salute, fisiologiche e patologiche, anche croniche (a livello cardiovascolare, respiratorio, osseo e metabolico).

Importante è evidenziare che l'allenamento ha una grande importanza sia a livello psicologico, migliorando e aumentando abilità e capacità cognitive, che nella stessa terapia psichiatrica (abbinato o meno a trattamenti farmacologici o psicoterapeutici), portando miglioramenti nel trattamento della sintomatologia depressiva ed aumentando l'autostima (Drenowatz & Greier, 2018; Garber et al., 2011; Pollock et al., 2000). Inoltre, assume un ruolo chiave nella prevenzione di alcune patologie di tipo neurodegenerativo (Chung et al., 2016; Garber et al., 2011).

Dalla regolare pratica dell'allenamento contro resistenza dipendono adattamenti morfologici (o strutturali) e neurali (Folland & Williams, 2007), che in base alle differenti fasi dell'allenamento, si alternano nel miglioramento della capacità muscolare di espressione della forza.

Ne deriva principalmente un aumento della forza generata ed espressa dal muscolo scheletrico, grazie a un aumento della sezione trasversa del muscolo (adattamento morfologico) e ad alterazioni del reclutamento e della frequenza di scarica (numero di impulsi che un motoneurone emette in un secondo, DR) delle unità motorie (adattamenti neurali).

L'aumento della CSA (*cross-sectional area*), corrispondente all'area di sezione trasversa del muscolo (o della singola fibra), è noto come ipertrofia, cioè l'aumento di volume delle singole fibre e del muscolo *in toto*.

Un altro adattamento morfologico, oltre al fenomeno dell'ipertrofia muscolare, è l'aumento dell'angolo di pennazione delle fibre (AdP; l'orientamento dei fascicoli muscolari rispetto all'aponeurosi tendinea profonda), che permette di compattare le fibre in un'area trasversa minore e aumentare in questo modo la forza prodotta (Folland & Williams, 2007). Dall'aumento quindi di CSA e AdP deriva un aumento complessivo di forza muscolare (Bandy et al., 1990; Franchi et al., 2014; McCall et al., 1996) .

A livello neurale si producono alterazioni multiple del sistema nervoso a livello corticale (Weier et al., 2012), cortico-spinale (Nuzzo et al., 2017) e del tratto reticolo-spinale (Glover & Baker, 2020), dalle quali dipendono i rapidi e iniziali miglioramenti della forza nelle prime fasi di allenamento.

A livello di Unità Motoria (UM; *motor unit*, MU), che rappresenta la “via finale comune” (*final common pathway*) del sistema nervoso, si hanno alterazioni del comportamento e delle proprietà, determinate da adattamenti dei motoneuroni spinali, fenomenologicamente espresse nei cambiamenti delle soglie e modalità di reclutamento/dereclutamento e frequenza di scarica delle UM (Alix-Fages et al., 2022; del Vecchio, Casolo, et al., 2019; Folland & Williams, 2007; Škarabot et al., 2021; Vila-Chã et al., 2010).

Ne deriva che gli adattamenti osservabili nelle prime 2-4 settimane di *resistance training*, interessano principalmente il sistema nervoso, lasciando spazio solo successivamente agli adattamenti morfologici (Folland & Williams, 2007; Moritani, 1979; Narici et al., 1989), come ampiamente documentato in letteratura.

In altri termini, gli adattamenti morfologici sono preceduti da quelli di natura neurale nel determinare l'aumentata capacità muscolare di esprimere forza nelle prime settimane di allenamento.

1.2 SISTEMA NERVOSO E PRODUZIONE DI FORZA

Il Sistema Nervoso Centrale (SNC) è l'organo preposto a regolare la produzione di forza volontaria, controllare ed effettuare i movimenti, servendosi di un sistema di nervi periferici (sistema nervoso periferico), come effettori del comando ai muscoli. Ogni gesto è frutto di una specifica sequenza di attivazione neuromuscolare.

Il SNC è costituito da encefalo e midollo spinale, le cui funzioni variano dalla ricezione dei segnali afferenti dagli organi percettivi, alla loro raccolta ed elaborazione; esso elabora anche risposte,

tramite segnali efferenti ai muscoli, per produrre azioni motorie volontarie e non, per mezzo della contrazione (Burke et al., 1973).

L'elaborazione della risposta motoria e la sua effettuazione sono mediate da 2 popolazioni di motoneuroni (parti della via motoria). La prima popolazione genera il comando motorio nell'area motoria primaria; la seconda popolazione di motoneuroni, predisposta alla ricezione, integrazione e trasmissione dell'impulso alle fibre muscolari, si localizza nel tronco encefalico e nel midollo spinale, per trasmettere il comando motorio rispettivamente al distretto craniale o a quello degli arti. L'UM è l'unità funzionale di base del SN ed è costituita da motoneurone- α , assone e fibre muscolari da esso innervate.

La liberazione di un neurotrasmettitore, l'acetilcolina, a livello della giunzione neuromuscolare, permette la trasmissione dell'impulso dal motoneurone- α alle fibre (Liddell & Sherrington, 1925).

Una volta immessa nello spazio post sinaptico, il neurotrasmettitore provoca la trasmissione del potenziale d'azione, quindi il rilascio di calcio dal reticolo sarcoplasmatico, che legandosi a livello del sito muscolare, consente ad actina e miosina di formare ponti. Questo "scorrimento dei filamenti" è il meccanismo alla base della contrazione muscolare (Enoka, 2008; McARDLE et al., 1985).

1.2.1 Il motoneurone, l'unità motoria e le fibre muscolari

La trasmissione del comando motorio inizia con la generazione del segnale nervoso a livello corticale, nel lobo frontale, nelle aree 4 e 6 di Brodmann; il comando è successivamente mediato dagli assoni delle vie discendenti del midollo spinale, fino ai motoneuroni- α (posti nelle corna anteriori del midollo spinale), che lo trasmettono ai muscoli.

È importante sottolineare come ogni motoneurone- α innervi decine di fibre nei muscoli più piccoli e precisi fino a migliaia di fibre nei muscoli grandi.

Le scoperte di Liddell e Sherrington nel 1925, relative al ruolo del SNC, hanno permesso di identificare nell'UM, intesa come l'insieme funzionale e interconnesso di motoneurone, assone e fibre innervate, l'elemento primario alla base della contrazione muscolare e dunque del controllo del movimento volontario (Liddell & Sherrington, 1925; Sherrington, 1925).

Modulando l'attivazione delle UM, il sistema nervoso è in grado di regolare la forza richiesta in base all'obiettivo, variando il reclutamento e la frequenza di scarica delle UM, producendo così tipi

e quantità di forza diverse. (maggiore il numero, maggiore la forza).

Il reclutamento avviene in modo spaziale e temporale, aumentando progressivamente sia il numero delle UM, sia la frequenza con cui esse inviano potenziali d'azione alla muscolatura coinvolta. Secondo il principio di dimensionalità di Henneman (Henneman, 1957), durante contrazioni volontarie isometriche e dinamiche, le UM vengono reclutate in modo progressivo e ordinato, dalle più piccole, alle più grandi.

A bassi livelli di forza, vengono reclutate per prime le UM a bassa soglia di reclutamento, composte da motoneuroni più piccoli, che innervano principalmente fibre muscolari dai tempi di contrazione e resistenza alla fatica maggiori (fibre tipo I, lente).

All'aumentare della richiesta di forza, vengono via via reclutate UM ad alta soglia di reclutamento, caratterizzate da motoneuroni più grandi, che innervano principalmente fibre con tempi di contrazione e resistenza alla fatica minori (fibre tipo II a e x, veloci) (Adrian & Bronk, 1928; Duchateau & Enoka, 2011).

In altri termini, le UM vengono reclutate e partecipano alla generazione di forza, solo se viene raggiunta la minima soglia di attivazione, seguendo poi un reclutamento ordinato e progressivo di UM da bassa ad alta soglia.

Adrian and Bronk (1928) furono i primi a registrare i potenziali d'azione extracellulari di fibre muscolari nella singola UM nel modello animale. Grazie alle tecniche moderne, che permettono di registrare l'attività dell'UM *in vivo*, come l'elettromiografia intramuscolare o di superficie (non invasiva), la ricerca sul controllo motorio e sugli adattamenti neurali a diversi stimoli (ad es. esercizio, immobilizzazione, infortunio, dolore) ha avuto un notevole sviluppo.

1.2.2 Frequenza di scarica delle unità motorie

La frequenza di scarica dei motoneuroni corrisponde alla frequenza con cui i potenziali d'azione, brevi impulsi elettrici dalla durata di 1-2 ms, vengono rilasciati nel muscolo dal motoneurone, permettendo di modulare la forza.

I potenziali d'azione vengono trasmessi dagli assoni del midollo spinale (dove vengono ricevuti dai centri corticali e subcorticali) ai muscoli con una velocità di trasmissione che arriva fino a 80 m/s nell'uomo, rilasciando anche 100-120 impulsi al secondo durante movimenti specifici (Enoka, 2006).

Frequenze di scarica attestate tra i 5 e i 25 impulsi al secondo sono osservabili in contrazioni lente, spesso associate a movimenti volontari e controllati.

Frequenze di scarica molto elevate, fino a 120-130 impulsi al secondo compaiono in contrazioni rapide, quando la richiesta di forza è massima nel minor tempo possibile (Del Vecchio, Negro, et al., 2019).

1.2.3 Force steadiness, Coefficiente di Variazione della Forza (CoV_F) e Common synaptic input (CSI)

Con *force steadiness* si definisce la capacità di mantenere, durante una contrazione muscolare isometrica sub massimale, una forza costante. La forza, normalmente, oscilla attorno a un punto medio. Le variazioni nella forza sono dovute prettamente a fattori di tipo neurale (ad es. il coefficiente di variazione della frequenza di scarica, CoV_ISI, cioè l'indice della variazione degli intervalli tra le singole scariche delle UM; vedi paragrafo 1.2.4). Viene misurata analizzando le oscillazioni della forza durante una contrazione, cioè la capacità di mantenere la forza stabile, scostandosi il meno possibile da un punto medio prefissato. Il rapporto tra la deviazione standard della forza e la forza media, espresso in percentuale, viene definito coefficiente di variazione della forza (CoV_F). Questo parametro fornisce un'indicazione della stabilità (*steadiness*) della forza muscolare e può essere utilizzato per studiare il controllo neuromuscolare (Enoka & Farina, 2021). Tanto più il CoV_F aumenta, tanto più decresce la stabilità della forza.

Il *common synaptic input* (CSI; input sinaptico condiviso da un gruppo di motoneuroni) è un altro elemento che influenza la stabilità della forza e la coordinazione durante le contrazioni volontarie. È stato dimostrato che la variabilità del CSI è associata alla stabilità della forza muscolare e alla prestazione motoria, e che l'input sinaptico comune è più influente a basse frequenze, mentre l'input indipendente è più rilevante a frequenze più alte.

La conoscenza relativa alla stabilità nella forza è funzionale alla comprensione dei meccanismi di controllo motorio e delle disfunzioni neuromuscolari.

Altri fattori che influenzano la *force steadiness* sono l'invecchiamento (Castronovo et al., 2018), alcune patologie neurologiche (Gould et al., 2018; Davis et al., 2020), il disuso e l'esercizio fisico (Valli et al. 2024). La stabilità stessa è inoltre cruciale nell'esecuzione di movimenti precisi e controllati (Feeney et al., 2018), come nelle attività della vita di relazione. V'è inoltre una diretta

correlazione tra la mancanza di stabilità della forza e il rischio di caduta (osservata da Carville et al., nel 2006, su una popolazione di 122 soggetti, di cui 44 giovani sani tra i 18 e 40 anni e 78 anziani sopra i 70 anni, di cui 34 avevano precedenti di caduta). Queste ricerche si dimostrano di particolare interesse relativamente alla salute nei soggetti in età avanzata.

Uno dei test più utilizzati per quantificare la stabilità della forza consiste nell'esecuzione di contrazioni isometriche *steady state* (sub massimali, in percentuale di MVC; vedi capitolo 2.3.3), in cui viene richiesto al partecipante di controllare la produzione di forza seguendo più precisamente possibile un *template* mostrato su uno schermo (Figura 1 – Traccia blu).

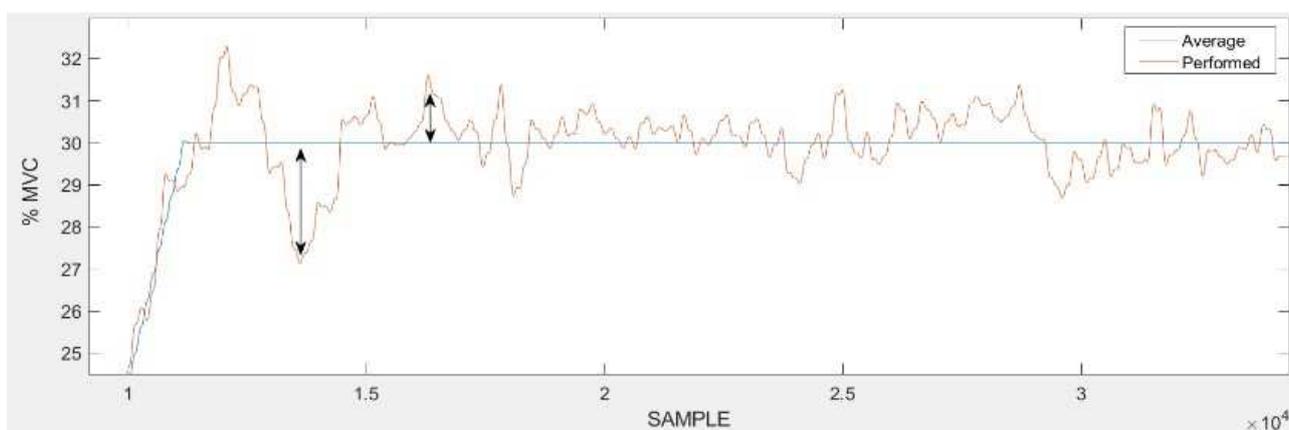


Figura 1: Rappresentazione grafica del CoV_F come variazione della media della forza normalizzata in % di MVC

1.2.4 Coefficiente di Variazione della Frequenza di scarica (CoV_{ISI})

Il CoV_{ISI} , o coefficiente di variazione della frequenza di scarica (ISI: *inter-spike interval*), è una misura della variabilità della frequenza di scarica delle unità motorie e rappresenta il rapporto tra la deviazione standard e la media della frequenza di scarica, espresso in percentuale. L'ISI è il tempo tra due scariche (o impulsi) consecutive di un motoneurone.

Una grande variabilità nella frequenza di scarica è determinata da un CoV_{ISI} elevato, il che può corrispondere a una minore precisione nel controllo muscolare, mentre un CoV_{ISI} basso corrisponde a una scarica più regolare e un migliore controllo muscolare, e quindi a una maggiore stabilità nel controllo della forza.

Nello studio di Vila-Chã e Falla (2016), il CoV_{ISI} è stato utilizzato per misurare come

l'allenamento di forza e di *endurance* influenzino la stabilità nel controllo della forza. È emerso come l'allenamento di forza riduca la variabilità della frequenza di scarica, riducendo il CoV_ISI, e migliori così la stabilità del controllo motorio, dove l'allenamento di *endurance* non ha sortito effetti significativi.

1.3 TECNICHE DI STUDIO E REGISTRAZIONE DELL'ATTIVITÀ DELLE UNITÀ MOTORIE

L'elettromiografia (EMG) consente di registrare l'attività mioelettrica generata dal muscolo attivato. Si tratta di una tecnica sviluppata dagli anni '20 (EMG intramuscolare) e oggi perfezionata in modalità anche non invasiva, l'EMG di superficie.

L'EMG intramuscolare (iEMG), *gold standard* per lo studio dell'attività e delle proprietà delle UM *in-vivo*, si basa sull'inserimento di un ago più o meno grande nel ventre muscolare; permette di studiare le proprietà dei motoneuroni a livello spinale (relazione 1 ad 1 tra potenziali d'azione neuronali e muscolari); presenta diversi elementi controindicativi, quali l'identificazione di un campione limitato di UM, il dolore causato dalla procedura, la scarsa attendibilità, data dalla registrazione dell'attività mioelettrica principalmente a livelli di forza relativamente bassi (10-30% dell'MVC) e l'incapacità di replicazione dell'angolo di inserimento e profondità nel posizionamento dell'ago. Per questo motivo l'utilizzo della tecnica è considerato poco affidabile per studi longitudinali, rendendo difficile identificare le stesse UM in sedute sperimentali indipendenti (Carroll et al., 2011; Casolo et al., 2021).

L'elettromiografia di superficie (sEMG), invece consente, posizionando coppie o schiere lineari di elettrodi sulla superficie del muscolo, di studiare soltanto variabili globali dell'EMG (come ampiezza del segnale, spettro di frequenza, *timing* di attivazione); tuttavia, il classico sEMG in configurazione bipolare (coppie di elettrodi), non permette di registrare l'attività di singole UM.

I limiti di queste due tecniche sono stati superati con lo sviluppo dell'elettromiografia di superficie ad alta densità (HDsEMG) (Enoka, 2019; Farina et al., 2016) che, per mezzo dell'applicazione di una o più matrici di elettrodi (dal numero variabile) sulla cute sovrastante il muscolo, permette di registrare il segnale mioelettrico di una superficie significativa e potenzialmente rappresentativa delle UM attive nel muscolo studiato. Il segnale registrato, proveniente dalle diverse fonti, deve essere poi elaborato mediante una tecnica di *signal-processing* nota come "decomposizione" (vedere paragrafo 2.4.2 e 2.5).

Questo permette di identificare il contributo di ogni singola UM attivata durante i test e replicare le misurazioni in modo preciso, anche a livelli di forza massimi (50-70% MVC). Ciò ne ha diffuso l'utilizzo in ambito clinico e riabilitativo, per lo studio di adattamenti e alterazioni, e lo sviluppo di protesi sostitutive per gli arti (Farina et al., 2014).

1.4 ADATTAMENTI ALL'ALLENAMENTO CONTRO-RESISTENZA

Da quanto già esposto, il *resistance training* può ridurre la variabilità della forza durante le contrazioni muscolari, migliorando così la stabilità della forza, particolarmente nelle contrazioni sub massimali, dove la riduzione della variabilità è indice di un miglior controllo neuromuscolare.

Risulta evidente che migliorare la stabilità della forza attraverso l'allenamento contro resistenza ha importanti implicazioni pratiche, nelle prestazioni atletiche, nella riduzione del rischio di infortuni e nel miglioramento della qualità della vita.

Gli studi nell'ambito dell'allenamento contro resistenza evidenziano come questa forma di esercizio possa favorire l'incremento di forza muscolare mediante adattamenti a livello delle soglie di reclutamento e dereclutamento, oltre che della frequenza di scarica nelle UM.

Le variazioni delle strategie di reclutamento e di frequenza di scarica nelle UM al seguito di un programma allenante contro-resistenza sono state osservate nel 1998 (Van Cutsem et al., 1998).

Il loro studio evidenziò per la prima volta come le UM rispondessero ad un allenamento dinamico, focalizzato sui muscoli dorsiflessori del piede. L'allenamento consisteva in contrazioni balistiche volontarie e isometriche; i partecipanti (12 soggetti sani di circa 25 anni di età) svolsero questo programma per un periodo di 12 settimane, con una frequenza di 5 allenamenti alla settimana. Venne osservato come le UM venissero reclutate in anticipo e presentassero aumentata e maggiore frequenza di scarica post-allenamento e *doublets*.

L'influenza del sistema nervoso negli adattamenti funzionali al seguito di *resistance training* isometrico, nel primo mese di allenamento, è stata oggetto di studio anche di Del Vecchio e colleghi (Del Vecchio, Casolo, et al., 2019). Questa ricerca, tramite utilizzo di HDsEMG, portò ad osservare un adattamento a livello neurale più che muscolare, dovuto a un aumento dell'input neurale diretto al muscolo (aumento della frequenza di scarica delle UM, quindi del numero di impulsi al secondo) e successivo abbassamento della soglia di reclutamento.

Similmente, in un altro studio sugli effetti neurali dell'allenamento di forza (isometrico; 4

settimane), Casolo e colleghi hanno riportato un abbassamento della soglia di reclutamento delle UM e un incremento della velocità di conduzione delle stesse, principalmente a carico delle *high threshold MU* (ad alta soglia di reclutamento) (Casolo et al., 2020).

Gli adattamenti a livello neuro-muscolare, in particolare nel muscolo vasto laterale, sono stati oggetto di vari studi (Kamen & Knight, 2004; Vila-Chã et al., 2010; Sterczala et al., 2020), ma la nostra specifica domanda di ricerca ha pochi altri esempi in letteratura, oltre le 6 settimane.

Kamen e Knight osservarono, dopo 6 settimane di allenamento dinamico contro-resistenza in giovani ed anziani, un aumento della forza massima e della frequenza di scarica massima (durante MVC), ma non della frequenza di scarica durante contrazioni sub massimali (10 e 50% MVC).

Vila-Chã e collaboratori (2010, 2016), considerando anche il vasto mediale dopo 3 e 6 settimane di allenamento, osservarono un aumento iniziale della frequenza di scarica, con una sua seguente stabilizzazione, in accordo con Kamen & Knight.

Sterczala e collaboratori (2020), invece, dopo 8 settimane non riscontrando cambiamenti nella DR, conclusero che l'aumento di forza fosse dovuto principalmente ad adattamenti morfologici.

1.5 SCOPO DELLO STUDIO

Gli studi finora condotti si concentrano sugli effetti dell'allenamento riscontrati in un arco temporale ridotto (fino a 6 settimane), e solo nello studio di Sterczala si prende in considerazione un periodo di 8 settimane. I risultati non consentono di individuare in maniera precisa nelle UM i fattori di adattamento e il loro insorgere, qualora venga allargata la finestra temporale.

Questo studio si propone quindi di ampliare il quadro di conoscenze relative ai meccanismi neurali alla base del miglioramento della forza, osservando gli effetti di un programma di allenamento dinamico contro resistenza per un periodo di tempo di 8 settimane. Particolare attenzione sarà posta al comportamento delle UM ed ai loro adattamenti al regime di allenamento proposto (MVC, CoV_F, DR e CoV_ISI).

Dallo studio della letteratura, l'elettromiografia di superficie ad alta densità (HDsEMG) è stata individuata come la tecnica più congeniale per l'indagine dell'attività di popolazioni rappresentative di UM volontariamente attivate nel muscolo vasto laterale.

Il confronto tra i risultati relativi alle popolazioni coinvolte (giovani e anziani) darà la possibilità di valutare gli adattamenti nelle fasce d'età più sensibili e le possibili implicazioni nel miglioramento

della qualità della vita di tutti i giorni e della salute pubblica, anche in ottica preventiva.

L'ipotesi prevede variazioni nella forza, ma anche e soprattutto nella stabilità della stessa, in seguito a modificazioni nella frequenza di scarica e nel reclutamento delle unità motorie.

2. MATERIALI E METODI

2.1 PARTECIPANTI

Al fine di indagare gli effetti e gli adattamenti neuromuscolari dipendenti dall'allenamento contro resistenza, sono stati definiti i criteri di esclusione dallo studio ed è stato predisposto un questionario conoscitivo dei soggetti sperimentali. Sulla base di tali criteri, sono stati selezionati e reclutati, tramite i social network o per conoscenza diretta, 9 giovani adulti di età compresa tra i 18 e 35 anni (YNG) e 11 anziani (OLD) di età > di 65 anni, in salute, senza infortuni presenti o pregressi agli arti inferiori. I soggetti non dovevano praticare regolarmente esercizio fisico o discipline sportive.

	YNG N = 9	OLD N = 11
Età (anni)	22,7 ± 2,7	72,5 ± 5,6
Massa Grassa (%)	22,5 ± 4,4	27,6 ± 6,3
BMI (kg/m ²)	21,9 ± 3,1	26,8 ± 3,7
MVC (N)	664,7 ± 142,3	505,5 ± 116,7

2.2 PANORAMICA DELLO STUDIO

Il progetto sperimentale prevedeva tre sedute di valutazione: una prima dedicata alla familiarizzazione, e le due successive (T0 e T8) dedicate alla valutazione neuromuscolare (in aggiunta ad antropometria e composizione corporea). Le due sedute principali (T0 e T8) sono state separate da 8 settimane di allenamento contro resistenza (3 sedute a settimana).

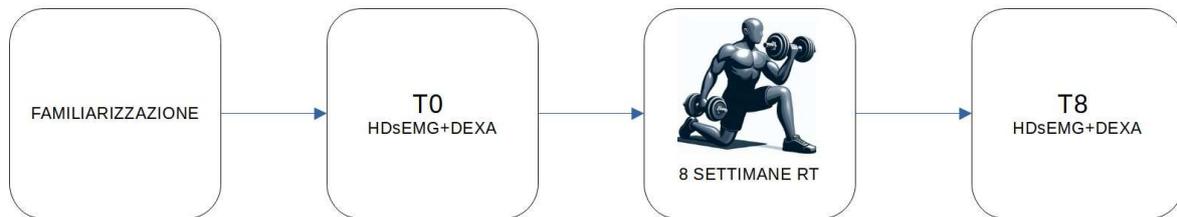


Figura 2: Overview dello studio.

L'obiettivo della prima seduta (familiarizzazione), della durata di circa un'ora, era quello di far prendere familiarità col *set-up* del test neuromuscolare ai partecipanti e configurare correttamente il dinamometro, utilizzato nei successivi test (T0 e T8).

Nella stessa seduta, previo riscaldamento standardizzato, sono stati effettuati i rilevamenti dell'MVC (massima contrazione volontaria) durante l'esecuzione di contrazioni isometriche massimali e, una volta determinata la stessa, sono state eseguite contrazioni allo stadio stazionario (*steady state*) al 10% e al 30% dell'MVC per 30 secondi. Nelle 2 sedute successive e nelle analisi, non si è tenuto conto dei dati rilevati durante la seduta di familiarizzazione.

Pochi giorni dopo la seduta di familiarizzazione, è stato eseguito il test di *baseline* (T0), per valutare l'attività mioelettrica del muscolo vasto laterale durante l'effettuazione dell'MVC e degli *steady state* al 10% e 30%, utilizzando l'HDsEMG (elettromiografia di superficie ad alta densità), e valutare contemporaneamente la forza espressa ed il relativo controllo, durante ciascuna contrazione.

Inoltre, in ciascuna delle due sedute di misurazione sono stati rilevati in maniera standardizzata i dati antropometrici (altezza e peso); mediante DEXA è stata eseguita un'analisi della composizione corporea; è stato somministrato il questionario GPAQ (*Global Physical Activity Questionnaire*) per quantificare gli abituali livelli di attività fisica dei partecipanti.

Tra la seduta di *baseline* (T0) e quella finale (T8), i soggetti hanno svolto il programma di 8 settimane di allenamento dinamico contro-resistenza.

2.3 PROTOCOLLO DI VALUTAZIONE NEUROMUSCOLARE

2.3.1 Definizione del set-up e del protocollo sperimentale

Il protocollo di valutazione neuromuscolare prevedeva la definizione di un *set-up* durante la visita di familiarizzazione, basato sui parametri antropometrici individuali rilevati e da replicarsi in tutte le successive sedute (T0, T8).

Ogni partecipante era seduto sul dinamometro in modo da garantire al ginocchio dell'arto inferiore dominante un angolo fisso di 110° tra femore e tibia; il tronco era in appoggio, inclinato a circa 90-100° rispetto all'anca, a uno schienale rigido, di cui era possibile la regolazione in inclinazione e in profondità; l'arto inferiore dominante era in appoggio con la caviglia su un appoggio regolabile connesso in serie (posteriormente) ad una cella di carico (Kraftaufnehmer Type S9) per misurarne la forza.

Tre cinghie in velcro sono state utilizzate per vincolare il partecipante a livello di spalle, anche e coscia al dinamometro al fine di ridurre eventuali compensi muscolari.

Una volta configurato il *set-up* e posizionati gli elettrodi HDsEMG (vedere paragrafo 2.4.2), i soggetti hanno eseguito massime contrazioni isometriche volontarie (MVC) e una serie di contrazioni isometriche sub massimali (*steady state* di 30 secondi).



Figura 3: Dinamometro isometrico custom made ed annessa cella di carico Kraftaufnehmer Type S9 utilizzati durante la ricerca.

2.3.2 Massima Contrazione Isometrica Volontaria e forza

La Massima Contrazione Isometrica Volontaria è stata misurata facendo svolgere dapprima un riscaldamento standardizzato consistente in 7 contrazioni isometriche sub massimali in base alla percentuale dell'MVC percepita, 3 al 50%, 3 al 75% e 1 al 90%. Dopodiché ai soggetti è stata data indicazione di “esprimere al ginocchio la massima forza possibile entro 1 secondo e di mantenerla per circa 3 secondi”. Le prove massimali sono state svolte per 3–5 volte, intervallate da 1 minuto di recupero; durante ogni esecuzione di MVC i soggetti sono stati motivati verbalmente ad esprimere il massimo di forza possibile.

L'intensità (in percentuale) delle successive contrazioni steady state è stata determinata dalla misurazione della massima forza volontaria isometrica (MVIF), corrispondente al valore di forza massimo registrato.

2.3.3 Contrazioni steady state (stato stazionario)

Successivamente all'esecuzione e alla determinazione dell'MVC, attesi 5 minuti, ai partecipanti, è

stato chiesto di eseguire una serie di contrazioni sub massimali (mantenendo un livello di forza costante) in forma randomizzata, al 10% e al 30% della MV_{iF} con i muscoli estensori di ginocchio, per 30 secondi, al fine di calcolare il coefficiente di variazione della forza (CoV_F).

I dati raccolti tramite EMG hanno poi permesso di calcolare la DR e la sua variabilità (CoV_{ISI}). Per facilitare l' esecuzione, è stata proiettata, su uno schermo posto di fronte al partecipante, una traccia della forza (*template*) da riprodurre il più precisamente possibile.

2.4 REGISTRAZIONE E ANALISI DEI SEGNALI DI FORZA E HDsEMG

2.4.1 Registrazione e analisi del segnale di forza

È stato utilizzato un amplificatore multicanale (EMG-Quattrocento, della OT Bioelettronica) per convertire il segnale di forza analogico, campionato a 2048 Hz e amplificato, proveniente dalla cella di carico, in forma digitale. Tramite lo stesso strumento, il segnale elettromiografico è stato sincronizzato alla fonte con il segnale di forza. Per fornire un *feedback* visivo ai partecipanti durante le esecuzioni, è stato utilizzato il *software* OTBiolab+.

In seguito, tramite il *software* Matlab è stato processato il segnale di forza, *offline*. Per ciascuna prova è stato rimosso l'*offset* ed è stato convertito in N il segnale registrato in mV; successivamente, sullo stesso segnale, sono stati applicati un filtro passa-basso di 4° ordine con un *cut-off* di 15 Hz.

Si è tenuto conto, ai fini della ricerca, oltre che dei valori del coefficiente di variazione della forza (CoV_F), da cui dipende la stabilità della forza misurata, anche dell'MVC.

2.4.2 Registrazione e analisi del segnale HDsEMG

La registrazione dell'attività mioelettrica generata durante le contrazioni volontarie dal muscolo vasto laterale è avvenuta tramite utilizzo di una matrice da 64 elettrodi (13 colonne per 5 righe; diametro elettrodo di 1 mm; distanza interelettrodica di 8 mm; della OT Bioelettronica), disposta precisamente dall'operatore sul ventre muscolare, determinato mediante ecografia, eseguita da un operatore specializzato ad ogni *time point* (T0 e T8). L'osservazione dell'orientamento anatomico dei fascicoli muscolari, ha consentito un posizionamento più accurato della matrice.

Per ottimizzare la conduzione di segnale elettrico, la cute è stata depilata, passata con *scrub*

esfoliante e pulita con alcool (etanolo 70%). Gli elettrodi poi sono stati fissati con l'applicazione di un *foam* biadesivo monouso, i cui fori sono stati riempiti di pasta conduttiva (SpesMedica). Il riferimento della matrice è stato posizionato a livello della rotula dell'arto dominante testato, mentre quello del partecipante sulla tuberosità tibiale.

Dopo aver determinato il *set-up* ideale, il profilo della matrice e il suo posizionamento rispetto ai principali punti di riferimento (rotula, tuberosità tibiale, bordi del muscolo vasto laterale), sono stati ricalcati su foglio trasparente e riportati sulla cute tramite *marker* chirurgico, per il corretto riposizionamento ai successivi test (T8) e soprattutto per permettere una valutazione precisa dei cambiamenti in seguito all'allenamento a livello delle singole UM.

Con lo stesso amplificatore sopra citato, il segnale elettromiografico è stato acquisito durante le contrazioni sub massimali in configurazione monopolare, campionato a 2048 Hz, amplificato (x 150) e filtrato *offline* (Butterworth di 2° ordine, 20-500 Hz), prima di essere decomposto.

Utilizzando un algoritmo di decomposizione validato (*blind source separation* – DEMUSE), è stato possibile scomporre il segnale elettromiografico identificando i contributi delle singole UM attive, evidenziando i singoli treni di spari (Farina & Holobar, 2016; Holobar & Zazula, 2007; Negro et al., 2016).

Ogni singola prova a T0 e T8 è stata ispezionata seguendo scrupolosamente le linee disponibili “Del vecchio et al., Jek, 2020”.

Parametri calcolati e confrontati tra i diversi *time point* per ogni UM:

1) Frequenza di scarica dell'unità motoria allo *steady state* (SS MU **DR; 10% e 30% MVC**): corrispondente al valore medio di scarica dei motoneuroni nella fase di mantenimento della forza al *target* richiesto;

2) Variabilità della DR (**CoV_ISI; 10% e 30% MVC**) delle UM durante contrazioni sub massimali stabili (*steady state*) dei muscoli estensori di ginocchio, calcolata esattamente nella stessa fase (intervallo) di calcolo della COV_F e della DR;

Specificatamente le componenti neurali sono state calcolate sulla porzione dello *steady state* che abbiamo individuato come più stabile, considerandone sempre almeno 28 secondi.

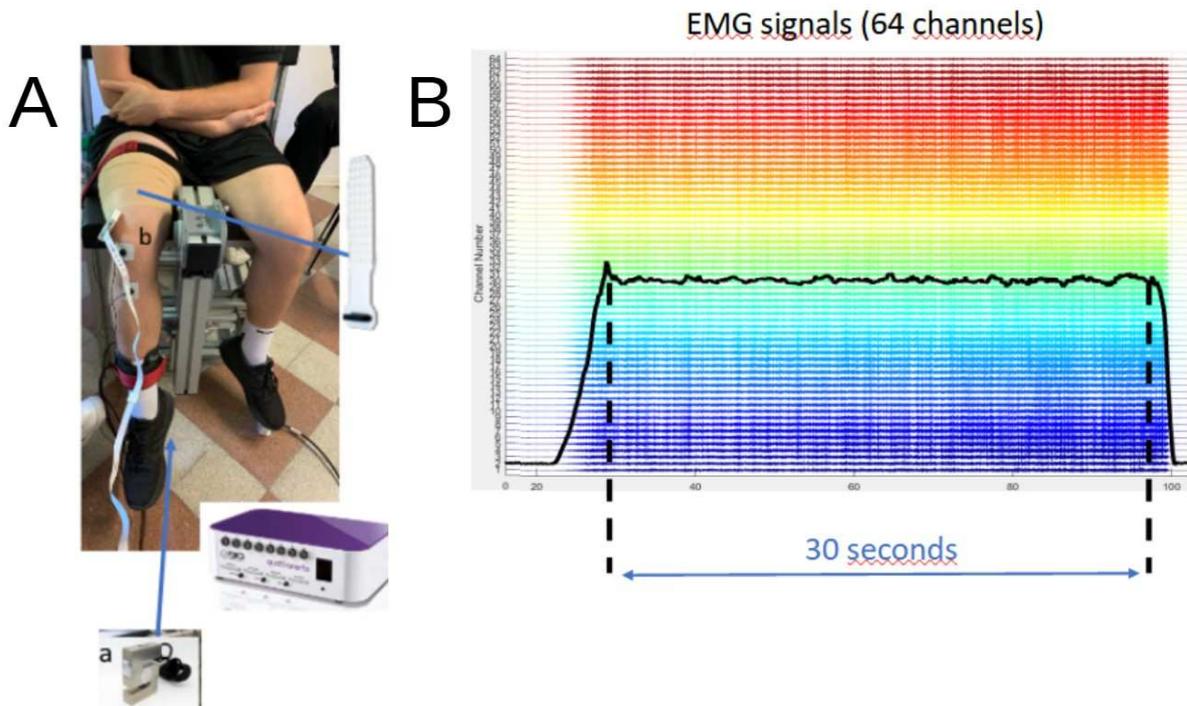


Figura 4:

A: Presentazione del set-up sperimentale utilizzato. a, corrisponde alla cella di carico (Kraftaufnehmer Type S9); b, alla matrice di 64 elettrodi (13 colonne, 5 righe; diametro elettrodi: 1 mm; distanza interelettrodi: 8 mm; OT Bioelettronica, Torino, Italia); in basso a destra l'amplificatore multicanale (EMG-Quattrocento, OT Bioelettronica, Torino, Italia); è presente inoltre il dinamometro isometrico custom made, con cinghie e soggetto sperimentale posizionato.

B: Sulla destra è rappresentata la traccia elettromiografica di uno steady state, con relativa attività muscolare, ottenuta tramite una matrice a 64 canali durante un test isometrico sub massimale di 30 secondi al 10% e al 30% della MVC rilevata.

2.5 ANALISI DELLE UNITÀ MOTORIE

Mediante il processo di decomposizione del segnale HDsEMG è stato possibile identificare con precisione, e in modo non invasivo, le singole UM attivate volontariamente dai soggetti di studio durante le contrazioni. Sono state seguite scrupolosamente le linee guida per correggere errori ed eliminare i duplicati, analizzando visivamente ogni singola unità motoria. Dopo l'analisi visiva, sono state considerate solo le UM con un *pulse-to-noise ratio* (PNR; indice di accuratezza della decomposizione, direttamente proporzionale all'accuratezza della singola unità) > 26 dB.

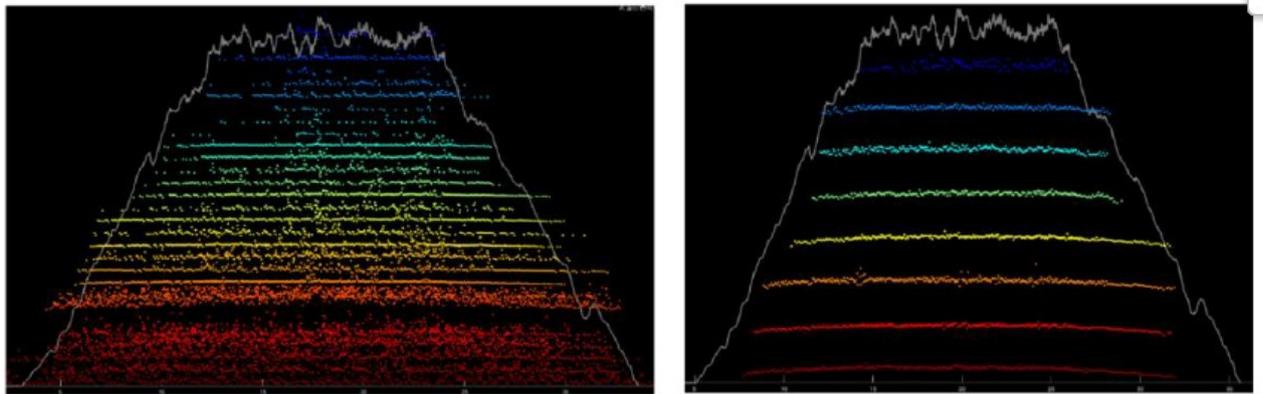


Figura 5: A sinistra, un file HDsEMG decomposto, ancora da processare. Ciascun colore rappresenta un'unità motoria identificata dall'algorithm. A destra, le unità motorie in seguito al processing manuale eseguito su tutte le unità motorie inizialmente decomposte.

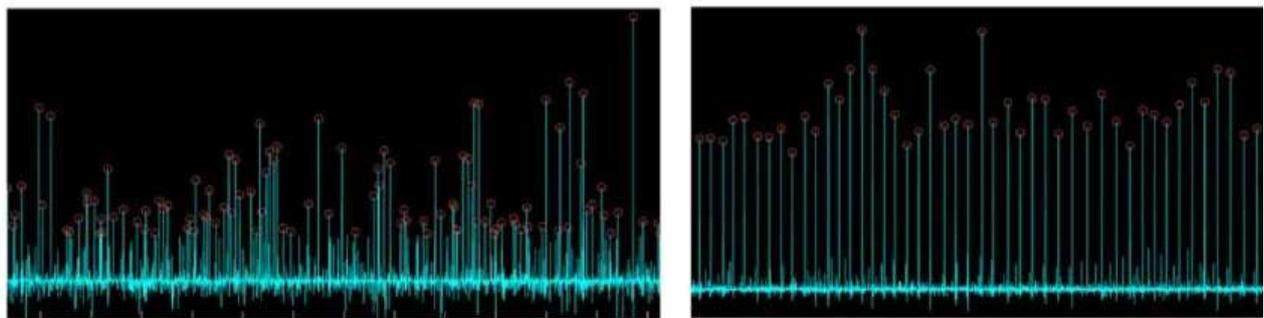


Figura 6: A sinistra, la rappresentazione degli spari di un'unità motoria non ancora ispezionati, caratterizzata da irregolarità dei singoli spari. A destra, la stessa unità motoria, dopo l'ispezione visuale e seguente correzione, effettuata secondo le linee guida di Del Vecchio et al., (2020).

2.6 PROTOCOLLO DI ALLENAMENTO CONTRO-RESISTENZA

Il programma di allenamento contro resistenza dinamico e progressivo che è stato somministrato ai partecipanti ha avuto inizio almeno 48 ore dopo l'esecuzione del test T0. Per 8 settimane i partecipanti hanno svolto 3 allenamenti settimanali da un'ora, sempre supervisionati dagli operatori, per un totale di 24 sedute.

La scheda, di tipo *whole-body*, mirava particolarmente allo sviluppo e al potenziamento degli arti inferiori, coerentemente agli obiettivi di ricerca. La struttura dell'allenamento è sempre rimasta invariata, prevedendo una fase di riscaldamento (all'ellittica), una di potenziamento (con 3 esercizi

su 7 fissi, per la parte inferiore, e i 4 restanti per la parte superiore) e una finale di defaticamento e *stretching*. Nel dettaglio, per gli arti inferiori, gli esercizi erano i medesimi e nel medesimo ordine: *leg press*, affondi avanti e *leg extension* (ciascuno con esecuzione standardizzata). A questi venivano alternati esercizi per la parte superiore del corpo: *chest press*, rematore e alzate laterali, infine *arm curl*. Prima dello *stretching*, al termine della seduta, venivano eseguiti esercizi per il potenziamento del *core*.

I tempi di recupero rimanevano costanti, fissati a 1 minuto e 30 secondi per tutte le sedute, tra ogni esercizio e serie.

GIORNO 1	GIORNO 2	GIORNO 3
Riscaldamento (ellittica)	Riscaldamento (ellittica)	Riscaldamento (ellittica)
Leg press	Leg press	Leg press
Chest press	Chest press	Chest press
Affondi avanti	Affondi avanti	Affondi avanti
Rematore	Rematore	Rematore
Leg extension	Leg extension	Leg extension
Alzate laterali	Alzate laterali	Alzate laterali
Arm curl	Arm curl	Arm curl
Addominali	Addominali	Addominali
Stretching	Stretching	Stretching

Nella prima seduta, di familiarizzazione, con carichi non elevati, il soggetto veniva edotto sulle modalità esecutive degli esercizi.

Nella seconda seduta, sono stati calcolati i carichi massimali tramite la formula di Brzycki alla *leg press* e alla *leg extension* ($1RM = \text{peso sollevato} / [1.0278 - (0.0278 \times \text{numero di ripetizioni})]$) (Brzycki, 1993). Tale calcolo, replicato alla tredicesima seduta (metà del programma di allenamento) e al test T8, consentiva di impostare una progressione dei carichi in relazione alla forza espressa (e migliorata) dai soggetti.

Allo stesso modo utilizzato precedentemente in letteratura (Moro et al., 2018), sono stati aumentati sia il carico che il numero delle ripetizioni per modulare l'intensità progressiva degli allenamenti.

Sedute	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12
Data												
Serie/reps	2x15	2x15	3x15	3x12	3x12	3x12						
Intensità	60%	60%	60%	60%	60%	60%	65%	65%	65%	67%	67%	67%
Carico												
Sedute	13	14	15	16	17	18	19	20	21	22	23	24
Data												
Serie/reps	3x12	3x12	3x12	3x12	3x12	3x12	3x10	3x10	3x10	3x10	3x10	3x10
Intensità	70%	70%	70%	73%	73%	73%	75%	75%	75%	78%	78%	78%
Carico												

2.7 ANALISI DATI E STATISTICA

Le variabili estratte tra i due *time point* (T0 e T8), presentano una distribuzione normale (Gaussiana, valutata mediante il test Shapiro-Wilk) che ne consente il confronto mediante test statistici parametrici.

L'effetto del programma di allenamento contro-resistenza sulle variabili presentate nei risultati relativi al CoV_F e all'MVC è stato valutato mediante il test ANOVA a due vie per misure ripetute (RM-ANOVA); per i risultati relativi alla DR e alla CoV_ISI, si è utilizzato un *generalized mixed model*. Qualora si fosse presentata significatività nei risultati del test ANOVA, è stato applicato il fattore di correzione di Bonferroni. Inoltre, è stata eseguita una correlazione a misure ripetute tra le variazioni del CoV_F e le variazioni del CoV_ISI, sia al 10% che al 30% MVC.

Il livello di significatività di tutti i test è stato fissato ad $\alpha < 0.05$. I risultati sono espressi come media \pm deviazione standard in tutti i casi. Tutti i test statistici sono stati eseguiti con il *software* Jasp.

3. RISULTATI

3.1 DECOMPOSIZIONE DEL SEGNALE E DISTRIBUZIONE DELLE UNITÀ MOTORIE

Il processo di decomposizione del segnale HDsEMG e l'ispezione visuale dei risultati hanno consentito l'identificazione di un campione totale di 839 unità motorie dal muscolo vasto laterale dell'arto dominante, tra i due *time point* (T0 e T8), relativamente alle prove eseguite da ogni soggetto nel test neuromuscolare (contrazioni *steady state* al 10% e 30% MVC).

Al T0 è stato rilevato un campione totale di 393 MU, con una media di 19,7 MU per soggetto. Al T8 il numero totale di MU identificate è stato di 446, con una media di 22,3 MU per soggetto.

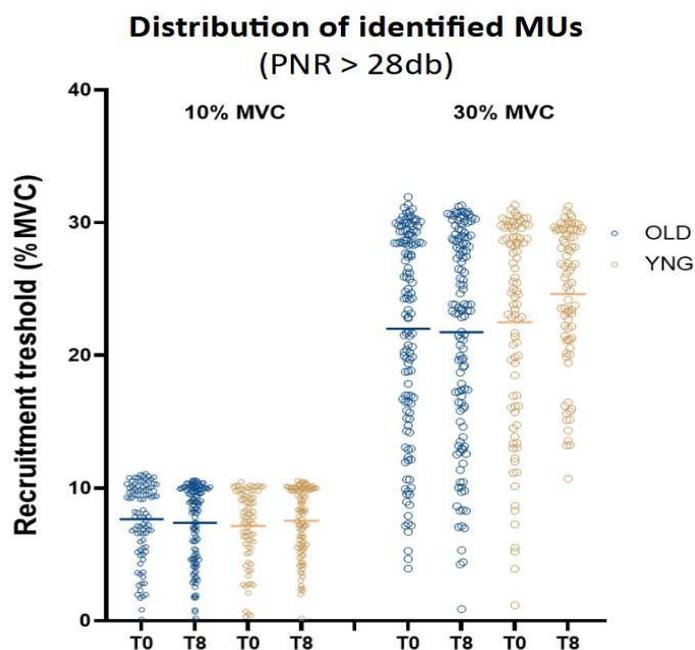


Figura 7: Distribuzione delle MU identificate; gruppi OLD blu vs YNG giallo.

3.2 CAMBIAMENTI NELLA MASSIMA CONTRAZIONE VOLONTARIA (MVC)

Al termine delle 8 settimane di allenamento, l'MVC risulta aumentata significativamente del 19% in media, senza nessuna differenza tra i due gruppi.

Il test ANOVA a due vie per misure ripetute ha rilevato un *time effect* dal *p value* inferiore a 0,05 ($p < 0,001$). Anche se l'aumento di forza si è presentato in entrambi i gruppi, un *group effect* da $p = 0,007$ suggerisce che gli anziani abbiano livelli di partenza di forza inferiori rispetto ai giovani.

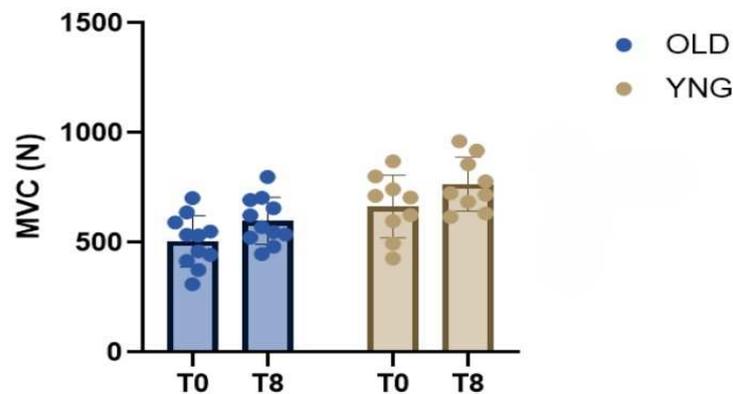


Figura 8: Cambiamenti di MVC tra T0 e T8; gruppi OLD blu vs YNG giallo.

3.3 CAMBIAMENTI NEL COEFFICIENTE DI VARIAZIONE DELLA FORZA (COV_F)

Il coefficiente di variazione della forza, indice della stabilità della forza, relativo alle contrazioni *steady state*, eseguite in percentuale alla massima contrazione volontaria (10% e 30% MVC), per un tempo di 30 secondi, è diminuito, indifferentemente, in entrambi i gruppi in seguito alle 8 settimane di allenamento (*time effect* $p = 0,002$ per 10% e 30% dell'MVC).

In particolare, durante lo *steady state* al 10%, il CoV_F è diminuito in entrambi i gruppi del 7%; durante lo *steady state* al 30%, il CoV_F è diminuito del 10%.

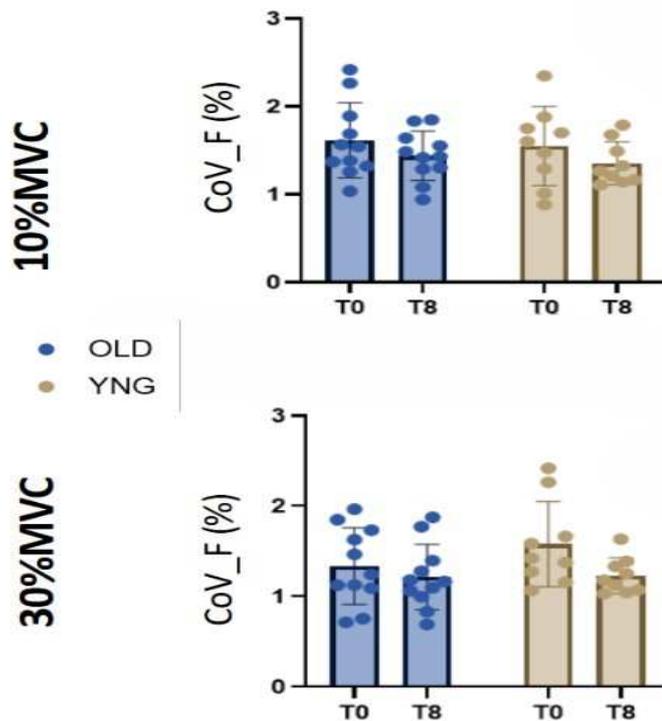


Figura 9: Cambiamenti del CoV_F tra T0 e T8, al 10 (sopra) e 30% (sotto) MVC; gruppi OLD blu vs YNG giallo.

3.4 CAMBIAMENTI NELLA FREQUENZA DI SCARICA (DR)

Per l'analisi della DR è stato usato un *generalized mixed model* (GMM). In figura 10 sono rappresentati tutti i valori assunti dalla frequenza di scarica di ogni singola unità motoria analizzata, per ogni soggetto, per ogni gruppo, sia a T0 che a T8, raggiunti in uno *steady state* (in cui è mantenuto un livello di forza sub massimale stabile per 30 secondi).

In questo caso il GMM ha rilevato un *time effect* significativo solo al 30% dell'MVC, con un aumento della DR corrispondente al 5%, indipendentemente dal gruppo di appartenenza.

Al 10% non è stata rilevata alcuna differenza significativa, in termini di DR, tra T0 e T8 in nessuno dei due gruppi.

3.5 CAMBIAMENTI NEL COEFFICIENTE DI VARIAZIONE DELLA FREQUENZA DI SCARICA (COV_ISI)

Per l'analisi del coefficiente di variazione della frequenza di scarica (CoV_ISI), il GMM ha rilevato un *time effect* significativo da T0 a T8 allo *steady state* al 10% della MVC, in cui è diminuito del 7%, indipendentemente dal gruppo di appartenenza. Allo *steady state* al 30% della MVC, nonostante il CoV_ISI sia diminuito del 6%, indipendentemente dal gruppo di appartenenza, il *time effect* da T0 a T8 è solo tendente alla significatività (*time effect* $p=0,06$).

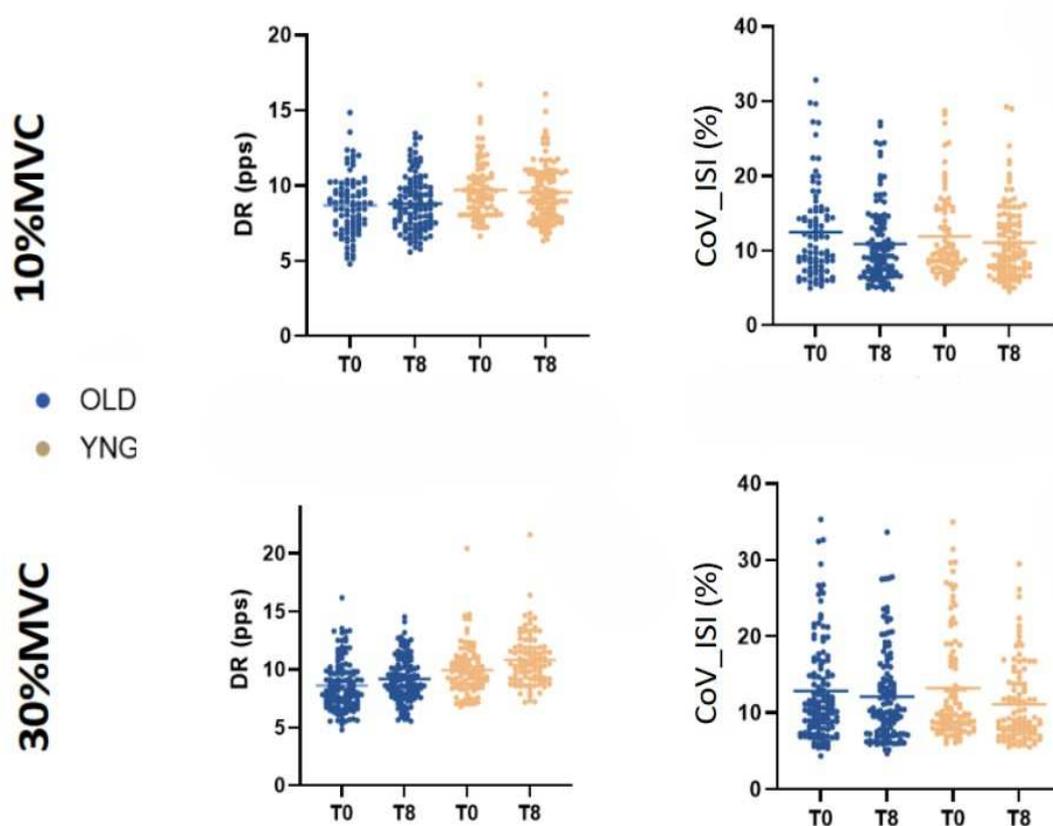


Figura 10: A sinistra, cambiamenti della DR tra T0 e T8; a destra, cambiamenti del CoV_ISI, al 10 (sopra) e 30% (sotto) MVC ; gruppi OLD blu vs YNG giallo.

3.6 CORRELAZIONI TRA IL COEFFICIENTE DI VARIAZIONE DELLA FORZA (COV_F) E IL COEFFICIENTE DI VARIAZIONE DELLA FREQUENZA DI SCARICA (COV_ISI)

Dai risultati ottenuti, possiamo osservare che le variazioni del coefficiente di variazione della forza (CoV_F) e del coefficiente di variazione della frequenza di scarica (CoV_ISI) sono correlate, sia al 10% che al 30 % della MVC, con $r=0,68$ ($p<0,001$) al 10% e $r=0,63$ ($p<0,01$) al 30%, rispettivamente. Si evince che, maggiore è la variabilità nell'intervallo tra gli *spike*, maggiore è la variabilità nella forza muscolare, con implicazioni nella comprensione della stabilità neuromuscolare e della fatica.

La presenza di correlazione tra le due variabili indica che il cambiamento del CoV_ISI (input neurale) è associato al cambiamento del CoV_F (output motorio).

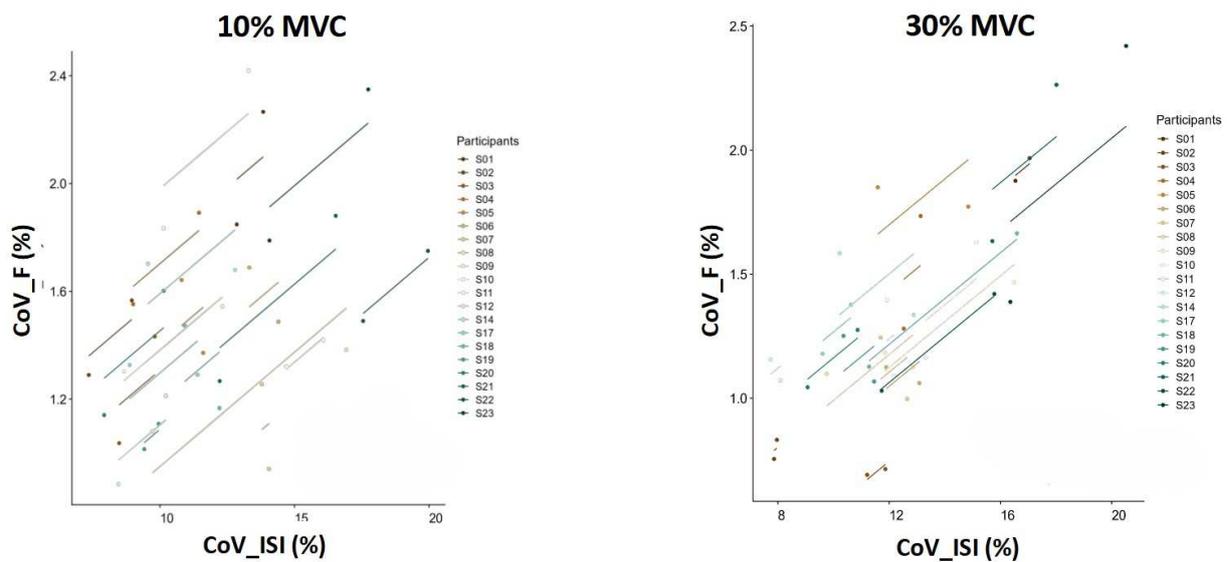


Figura 11: Le correlazioni tra CoV_F e CoV_ISI, al 10 (sinistra) e al 30% (destra) MVC, sono state rappresentate graficamente come correlazioni con misure ripetute, dove ogni linea parallela rappresenta la media dei dati di un singolo partecipante tra i timing, identificato dal colore indicato.

4. DISCUSSIONE

Nella nostra ricerca, per ampliare il quadro di conoscenze relative ai meccanismi neurali alla base del miglioramento della forza, sono stati studiati, in particolare, la stabilità della forza misurata, il coefficiente di variazione della forza (CoV_F), e i suoi determinanti neurali, tra cui la frequenza di scarica (DR) delle UM e la variabilità della DR (COV_ISI) delle UM attive durante contrazioni sub massimali stabili, al 10% e al 30% della massima contrazione volontaria dei muscoli estensori di ginocchio. Sono stati studiati gli effetti su giovani e anziani di un programma di allenamento dinamico contro resistenza per un periodo di tempo di 8 settimane.

I risultati mostrano come 8 settimane di l'allenamento contro resistenza sono sufficienti per ridurre il coefficiente di variazione della forza, migliorando la stabilità e il controllo della forza. Allo stesso modo, gli adattamenti neurali sottostanti i miglioramenti della stabilità della forza, sono simili tra i due gruppi, e l'analisi statistica rivela una diminuzione del coefficiente di variazione dell'ISI e un aumento della frequenza di scarica.

In particolare, non sono state rilevate differenze significative negli adattamenti tra i due gruppi (YNG vs OLD). Questo ci permette di avanzare l'ipotesi per cui gli effetti dell'allenamento contro resistenza sulla stabilità della forza e sulle sue componenti neurali, siano equiparabili tra giovani e anziani, che rispondono similmente allo stimolo proposto.

Per il progetto descritto in questa tesi, l'utilizzo dell'HDsEMG ha permesso di identificare e analizzare popolazioni rappresentative di singole unità motorie dopo 8 settimane di allenamento, inserendosi in una linea di ricerca ancora da sviluppare pienamente. Confrontando le diverse variabili analizzate, ne risultano evidenti le modificazioni, tra T0 e T8.

Nello specifico, l'MVC generata dai muscoli estensori del ginocchio è aumentata, in modo significativo del 19%, dopo 8 settimane di allenamento dinamico contro-resistenza (vedere paragrafo 3.2).

Il coefficiente di variazione della forza, indice della stabilità della forza, è diminuito, nelle contrazioni sub massimali al 10% e al 30% di MVC, rispettivamente del 7% e del 10%, indicando quindi miglioramenti nel controllo della forza (vedere paragrafo 3.3). Similmente, il coefficiente di variazione della frequenza di scarica, è diminuito significativamente del 7% al 10% dell'MVC, mentre la diminuzione del 6% al 30% non può essere considerata significativa nell'orizzonte temporale, in quanto solo tendente alla significatività (vedere paragrafo 3.5).

È interessante notare la correlazione significativa tra i cambiamenti di CoV_F e CoV_ISI, con $r=0,68$ al 10% e $r=0,63$ al 30% dell'MVC. Quindi, alla maggiore variabilità nell'intervallo tra gli spike, corrisponde una maggiore variabilità nella forza muscolare; questo suggerisce che la stabilità neuromuscolare e la fatica muscolare sono influenzate dalla variabilità nella frequenza di scarica dei motoneuroni. Queste scoperte hanno importanti implicazioni nella comprensione della fisiologia muscolare e nella progettazione di programmi di allenamento volti a migliorare la stabilità neuromuscolare e ridurre la fatica (vedere paragrafo 3.6).

I risultati di questo studio sugli effetti dell'allenamento dinamico contro-resistenza sulle UM, vengono di seguito messi a confronto con quelli degli studi precedenti e presenti nella letteratura.

4.1 CAMBIAMENTI DELLA MASSIMA FORZA VOLONTARIA ISOMETRICA E DEL COEFFICIENTE DI VARIAZIONE DELLA FORZA

Il significativo aumento della MVC (+19%), dopo 8 settimane di allenamento contro-resistenza, registrato nel nostro studio conferma le attese in base a quanto già emerso dalle ricerche precedenti. Kamen e Knight (2004) riscontrano un maggior guadagno in termini di forza massima dopo 6 settimane (+33%) spiegabile con il diverso approccio abbracciato nel programma di allenamento, più intenso e simile a un lavoro di forza (85% di 1RM come carico iniziale) e la presenza nello stesso di esercizi più specifici per il task richiesto (contrazioni isometriche massime all'angolo di ginocchio testato), che potrebbero aver influenzato la prestazione.

I risultati ottenuti da Vila-Chã e collaboratori (2010), in seguito a 6 settimane di allenamento, concordano maggiormente con quelli ottenuti nella nostra ricerca, con un aumento analogo della forza massima isometrica (+17%). Analoghe sono state anche le modalità d'allenamento, nel carico e nella scelta di esercizi.

Abbiamo inoltre osservato come il coefficiente di variazione della forza (CoV_F), indice di stabilità della stessa, valutato durante le contrazioni *steady states*, sia diminuito del 7% e 10%, rispettivamente al 10% e 30% di MVC, mostrando quindi miglioramenti nel controllo della forza.

A questo proposito, nessuno degli studi precedentemente citati (Kamen & Knight, 2004; Vila-Chã et al., 2010; Sterczala et al., 2020) si era focalizzato specificamente sui cambiamenti della stabilità della forza (CoV_F). Soltanto lo studio di Vila-Chã e Falla nel 2016, al seguito di sei settimane di *resistance training*, ha osservato una diminuzione complessiva del 27.2% nel CoV_F durante le

contrazioni sub massimali, con un livello di significatività di $P < 0.01$. I nostri risultati risultano in linea con quelli di Vila-Chã e Falla (2016) e indicano una riduzione significativa nella variabilità della forza indotta dall'allenamento, suggerendo un miglioramento nel controllo della forza durante contrazioni sub massimali.

4.2 CAMBIAMENTI NELLA FREQUENZA DI SCARICA

La frequenza di scarica (DR) delle UM è aumentata in modo significativo del 5% soltanto nelle contrazioni al 30% MVC, in seguito all'allenamento.

Lo studio di Del Vecchio e altri (2019) aveva evidenziato, con l'ausilio di un allenamento di tipo balistico-isometrico, nel muscolo tibiale anteriore, un aumento della frequenza di scarica media delle UM nella fase di *steady state* di una contrazione trapezoidale a diversi livelli di forza (35, 50, 70% MVC), in seguito a sole 4 settimane di allenamento.

Considerato l'utilizzo di diverse tipologie di contrazione (isometriche trapezoidali vs isometriche *steady state*) per quantificare i cambiamenti di frequenza di scarica adottati dai due studi, risulta difficile fare un paragone diretto tra i risultati dei due studi.

Vila-Chã e collaboratori (2010), avevano analizzato il muscolo vasto laterale, senza osservare alcun aumento significativo della frequenza di scarica nelle contrazioni al 10% dell'MVC in seguito a 6 settimane di allenamento, il che sembrerebbe in linea con i risultati osservati nella nostra ricerca. Tuttavia, nelle contrazioni 30% MVC, hanno registrato un aumento dell'8,4% della DR media, dopo solo 3 settimane di allenamento. Al termine delle 6 settimane di allenamento, l'aumento significativo della DR si è attestato al $12,8\% \pm 4,7\%$. Si tratta di una delle prime evidenze dei precoci adattamenti neurali nelle UM a bassa soglia di reclutamento al seguito di *resistance training*. Questo risultato è in linea con quanto emerso dalla nostra indagine (+5% della DR a 30% di MVC).

Di contro, Sterczala e collaboratori (2020), non hanno osservato cambiamenti significativi della frequenza di scarica delle UM in seguito a 8 settimane di allenamento contro resistenza. Anche in questo caso però, un confronto diretto con i risultati di questo studio risulterebbe difficile per le diverse metodologie impiegate per la registrazione e l'analisi dell'attività delle UM.

Ricapitolando, i risultati del nostro studio evidenziano un cambiamento (aumento) della frequenza di scarica delle UM in seguito a 8 settimane di allenamento contro resistenza, durante contrazioni

maggiormente coinvolgenti UM ad alta soglia di reclutamento (30% MVC). Possiamo così confermare che il *resistance training* produce importanti modificazioni anche a livello del sistema nervoso, potenziando l'input neurale diretto al muscolo stesso, e risultante in una maggior capacità di esprimere e controllare la forza durante contrazioni isometriche sub massimali.

4.3 CAMBIAMENTI NEL COEFFICIENTE DI VARIAZIONE DELLA FREQUENZA DI SCARICA E CORRELAZIONI TRA CoV_F E CoV_ISI

Vila-Chã et al, (2010) sul vasto laterale e mediale, hanno osservato che l'allenamento contro resistenza riduce il coefficiente di variazione della frequenza di scarica (CoV_ISI) delle MU ($10,5 \pm 2,7$ e $10,8 \pm 1,7$ al 10% dell'MVC; $12,5 \pm 2,8$ e $12,2 \pm 3,1$ al 30% dell'MVC; per un totale del $12,8\% \pm 4,7\%$ nel VL e del $10,7\% \pm 4,9\%$ nel VM), indicando una maggiore stabilità nella frequenza di scarica.

Analoghi risultati si ritrovano in Vila-Chã e Falla (2016); questo studio, sempre relativo al vasto laterale e mediale, conferma come l'allenamento di forza riduca significativamente il CoV_ISI delle unità motorie ($13,1\% \pm 3,5\%$ al 20% dell'MVC; $12,4\% \pm 2,9\%$ al 30% dell'MVC; esattamente del $13,3\% \pm 3,3\%$ nel VM vs $12,1\% \pm 3,1\%$ nel VL), suggerendo che il *resistance training* possa migliorare la stabilità della forza e il controllo motorio.

Anche nel nostro studio, con solo riferimento al vasto laterale, il CoV_ISI, è diminuito significativamente, in particolare al 10% dell'MVC (del 7%). La diminuzione del 6% al 30% non può però essere considerata significativa per i nostri dati, dato il *time effect*: $p=0,06$.

Secondo lo studio di Vila-Chã e Falla (2016), una delle principali osservazioni è stata la relazione tra i cambiamenti del coefficiente di variazione della frequenza di scarica (CoV_ISI) e i cambiamenti della stabilità della forza., rilevando come un CoV_ISI più basso sia associato a una migliore stabilità della forza e indicando come una minore variabilità nella frequenza di scarica delle MU contribuisca a una maggiore stabilità della forza (i cambiamenti sono stati misurati in percentuale: al 20% dell'MVC, l' R^2 aggiustato era pari a 0,510, con $r \approx 0,71$; al 30% dell'MVC, l' R^2 aggiustato era pari a 0,49, con $r \approx 0,70$). Risultato, questo, particolarmente rilevante negli adattamenti conseguenti all'allenamento contro resistenza. Come nel nostro studio, vengono sottolineate le implicazioni nel miglioramento del controllo motorio, poiché una riduzione nella variabilità nella frequenza di scarica ne potrebbe migliorare precisione e stabilità; suggerendo già

come il *resistance training* possa essere particolarmente efficace nel migliorare la stabilità della forza grazie a un maggiore controllo neurale.

La correlazione significativa da noi riscontrata tra cambiamenti di CoV_F e cambiamenti di CoV_ISI ($r=0,68$ al 10% e $r=0,63$ al 30%), studiata tramite una correlazione per misure ripetute (*repeated measure correlation*; Bakdash & Marusich, 2017), è in linea con i risultati dello studio sopracitato, e dimostra che, in seguito a 8 settimane di allenamento, il cambiamento del coefficiente di variazione della frequenza di scarica è significativamente e positivamente correlato al cambiamento del coefficiente di variazione della forza. Risultato valido sia per la popolazione di giovani adulti che anziana.

Di conseguenza, possiamo affermare che i miglioramenti del coefficiente di variazione della forza sono influenzati direttamente dai cambiamenti del coefficiente di variazione della frequenza di scarica delle UM, con importanti implicazioni nel controllo e nella stabilità della forza.

4.4 LIMITI E VANTAGGI DELLO STUDIO

Uno dei limiti, potrebbe essere quello della ridotta numerosità campionaria, tuttavia si precisa che questo studio è parte di un progetto più ampio, volto a comprendere gli adattamenti neuromuscolari all'allenamento contro resistenza in una popolazione sana e non allenata, comprendente sia giovani adulti che anziani.

Lo studio si è focalizzato principalmente sull'analisi delle differenze tra giovani adulti e anziani e relativamente al parametro della stabilità della forza e dei suoi determinanti neurali. Sarebbe utile il reclutamento di gruppi di controllo, a cui non somministrare l'allenamento, per ogni fascia d'età. Ciò permetterebbe di escludere un'errata interpretazione delle cause degli adattamenti. Tuttavia l'obiettivo principale di questo studio rimane l'analisi delle differenze in termini di adattabilità neurale tra giovane adulto e anziano, per le quali la presenza di gruppi di controllo non è determinante.

Nonostante il periodo d'osservazione sia stato maggiore degli studi precedenti (8 settimane), ai fini di questa tesi abbiamo preso in considerazione T0 e T8. Per ottenere maggiori informazioni sul *timing* degli adattamenti, in particolare quelli a breve termine, nello studio abbiamo inserito un ulteriore *time point* a metà dell'indagine (quindi un T4, a 4 settimane), la cui analisi è ancora in corso.

Per quanto concerne i vantaggi di questo studio, essi derivano *in primis* dalla tecnica d'indagine, dalla durata e dal campione preso in considerazione.

L'HDsEMG, come già descritto, rappresenta la tecnica di studio *in vivo* non invasiva a tutt'oggi più avanzata per la registrazione dell'attività e dei cambiamenti nelle singole MU. Essa consente il campionamento spazio-temporale dell'attività elettrica. A differenza delle altre metodiche (iEMG e sEMG classico), la griglia bidimensionale di elettrodi HDsEMG permette di ricavare informazioni su una vasta e rappresentativa popolazione di MU. Il che presenta un vantaggio rispetto alle tecniche utilizzate negli studi precedenti e per questo abbiamo deciso di utilizzarla. Al confronto, l'iEMG, considerata il *gold standard*, risulta sì precisa, ma invasiva e dolorosa, richiede personale medico preposto ed è in grado di rilevare solo un numero limitato di MU. La sEMG può rilevare un campione significativo di unità motorie, ma la sua precisione è limitata, in quanto processa dati generalizzati e non riferiti alle singole unità, senza poterli decomporre.

Ulteriori analisi programmate per questo studio, riguarderanno le componenti morfologiche, osservate mediante DEXA ed ecografia, per comprendere l'impatto degli adattamenti morfologici sul controllo della forza.

5. CONCLUSIONI

I risultati ottenuti dopo 8 settimane di allenamento e le analisi condotte ci permettono di affermare che l'allenamento contro resistenza (*resistance training*) induce significativi adattamenti a livello neuromuscolare, sottostanti il miglioramento sia della capacità di produrre una massima forza volontaria sia di controllarla. L'aumento generale della forza massima e le modificazioni a livello dei corrispettivi fattori neurali implicati, come i miglioramenti nella frequenza di scarica, e soprattutto i miglioramenti riscontrati nella stabilità della forza, costituiscono importanti risultati, tali da rendere raccomandabile la pratica regolare del *resistance training* per il miglioramento del controllo motorio, indipendentemente dall'età.

Questo studio, considerato il progetto di cui fa parte e il panorama in cui è inserito, si propone di essere un punto di partenza per i prossimi sviluppi della ricerca scientifica, in un campo ancora ampiamente inesplorato.

BIBLIOGRAFIA

Adrian, E. D., & Bronk, D. W. (1928). The discharge of impulses in motor nerve fibres. *The Journal of Physiology*, 66(1), 81–101. <https://doi.org/10.1113/jphysiol.1928.sp002509>

Alix-Fages, C., Del Vecchio, A., Baz-Valle, E., Santos-Concejero, J., & Balsalobre-Fernández, C. (2022). The role of the neural stimulus in regulating skeletal muscle hypertrophy. *European Journal of Applied Physiology*, 122(5), 1111–1128. <https://doi.org/10.1007/s00421-022-04906-6>

Bakdash, J. Z., & Marusich, L. R. (2017). Repeated measures correlation. *Frontiers in Psychology*, 8. <https://doi.org/10.3389/fpsyg.2017.00456>

Bandy, W. D., Lovelace-Chandler, V., & McKittrick-Bandy, B. (1990). Adaptation of skeletal muscle to resistance training. *Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy*, 12(6), 248–255. <https://doi.org/10.2519/jospt.1990.12.6.248>

Brzycki, M. (1993). Strength Testing—Predicting a One-Rep Max from Reps-to-Fatigue. *Journal of Physical Education Recreation & Dance*, 64(1), 88–90. <https://doi.org/10.1080/07303084.1993.10606684>

Burke, R. E., Levine, D. N., Tsairist, P., & Zajac, F. E. (1973). PHYSIOLOGICAL TYPES AND HISTOCHEMICAL PROFILES IN MOTOR UNITS OF THE CAT GASTROCNEMIUS. In *J. Physiol* (Vol. 234).

Carroll, T. J., Selvanayagam, V. S., Riek, S., & Semmler, J. G. (2011). Neural adaptations to strength training: Moving beyond transcranial magnetic stimulation and reflex studies. *Acta Physiologica*, 202(2), 119–140. <https://doi.org/10.1111/j.1748-1716.2011.02271.x>

Carville, S. F., Perry, M. C., Rutherford, O. M., Smith, I. C. H., & Newham, D. J. (2006). Steadiness of quadriceps contractions in young and older adults with and without a history of falling. *European Journal of Applied Physiology*, *100*(5), 527–533. <https://doi.org/10.1007/s00421-006-0245-2>

Casolo, A., Del Vecchio, A., Balshaw, T. G., Maeo, S., Lanza, M. B., Felici, F., Folland, J. P., & Farina, D. (2021). Behavior of motor units during submaximal isometric contractions in chronically strength-trained individuals. *Journal of Applied Physiology*, *131*(5), 1584–1598.

<https://doi.org/10.1152/jappphysiol.00192.2021>

Casolo, A., Farina, D., Falla, D., Bazzucchi, I., Felici, F., & Del Vecchio, A. (2019). Strength training increases conduction velocity of High-Threshold motor units. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, *52*(4), 955–967. <https://doi.org/10.1249/mss.0000000000002196>

Castronovo, A. M., Mrachacz-Kersting, N., Stevenson, A. J. T., Holobar, A., Enoka, R. M., & Farina, D. (2018). Decrease in force steadiness with aging is associated with increased power of the common but not independent input to motor neurons. *Journal of Neurophysiology*, *120*(4), 1616–1624. <https://doi.org/10.1152/jn.00093.2018>

Chung, C. L. H., Thilarajah, S., & Tan, D. (2015). Effectiveness of resistance training on muscle strength and physical function in people with Parkinson's disease: a systematic review and meta-analysis. *Clinical Rehabilitation*, *30*(1), 11–23. <https://doi.org/10.1177/0269215515570381>

Davis, L. A., Alenazy, M. S., Almuklass, A. M., Feeney, D. F., Vieira, T., Botter, A., & Enoka, R. M. (2020). Force control during submaximal isometric contractions is associated with walking performance in persons with multiple sclerosis. *Journal of Neurophysiology*, *123*(6), 2191–2200. <https://doi.org/10.1152/jn.00085.2020>

Del Vecchio, A., Casolo, A., Negro, F., Scorcelletti, M., Bazzucchi, I., Enoka, R., Felici, F., & Farina, D. (2019). The increase in muscle force after 4 weeks of strength training is mediated by adaptations in motor unit recruitment and rate coding. *The Journal of Physiology*, *597*(7), 1873–1887. <https://doi.org/10.1113/jp277250>

Del Vecchio, A., Holobar, A., Falla, D., Felici, F., Enoka, R., & Farina, D. (2020). Tutorial: Analysis of motor unit discharge characteristics from high-density surface EMG signals. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 53, 102426. <https://doi.org/10.1016/j.jelekin.2020.102426>

Del Vecchio, A., Negro, F., Holobar, A., Casolo, A., Folland, J. P., Felici, F., & Farina, D. (2019). You are as fast as your motor neurons: speed of recruitment and maximal discharge of motor neurons determine the maximal rate of force development in humans. *The Journal of Physiology*, 597(9), 2445–2456. <https://doi.org/10.1113/jp277396>

Drenowatz, C., & Greier, K. (2018). Resistance training in Youth - benefits and characteristics. *Journal of Biomedicine*, 3, 32–39. <https://doi.org/10.7150/jbm.25035>

Duchateau, J., & Enoka, R. M. (2011). Human motor unit recordings: Origins and insight into the integrated motor system. *Brain Research*, 1409, 42–61. <https://doi.org/10.1016/j.brainres.2011.06.011>

Enoka, R. M. (2006). Motor unit. *Wiley Encyclopedia of Biomedical Engineering*. <https://doi.org/10.1002/9780471740360.ebs0798>

Enoka, R. M. (2008). Neuromechanics of human movement. *Human kinetics*.

Enoka, R. M. (2019). Physiological validation of the decomposition of surface EMG signals. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 46, 70–83. <https://doi.org/10.1016/j.jelekin.2019.03.010>

Enoka, R. M., & Farina, D. (2021). Force steadiness: from motor units to voluntary actions. *Physiology*, 36(2), 114–130. <https://doi.org/10.1152/physiol.00027.2020>

Farina, D., & Holobar, A. (2016). Characterization of human motor units from surface EMG decomposition. *Proceedings of the IEEE*, 104(2), 353–373. <https://doi.org/10.1109/jproc.2015.2498665>

- Farina, D., Jiang, N., Rehbaum, H., Holobar, A., Graimann, B., Dietl, H., & Aszmann, O. C. (2014). The Extraction of Neural Information from the Surface EMG for the Control of Upper-Limb Prostheses: Emerging Avenues and Challenges. *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, 22(4), 797–809. <https://doi.org/10.1109/tnsre.2014.2305111>
- Feeney, D. F., Mani, D., & Enoka, R. M. (2018). Variability in common synaptic input to motor neurons modulates both force steadiness and pegboard time in young and older adults. *The Journal of Physiology*, 596(16), 3793–3806. <https://doi.org/10.1113/jp275658>
- Folland, J. P., & Williams, A. G. (2007). The adaptations to strength training. *Sports Medicine*, 37(2), 145–168. <https://doi.org/10.2165/00007256-200737020-00004>
- Franchi, M. V., Atherton, P. J., Reeves, N. D., Flück, M., Williams, J., Mitchell, W. K., Selby, A., Valls, R. M. B., & Narici, M. V. (2014). Architectural, functional and molecular responses to concentric and eccentric loading in human skeletal muscle. *Acta Physiologica*, 210(3), 642–654. <https://doi.org/10.1111/apha.12225>
- Garber, C. E., Blissmer, B., Deschenes, M. R., Franklin, B. A., Lamonte, M. J., Lee, I., Nieman, D. C., & Swain, D. P. (2011). Quantity and quality of exercise for developing and maintaining cardiorespiratory, musculoskeletal, and neuromotor fitness in apparently healthy adults. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 43(7), 1334–1359. <https://doi.org/10.1249/mss.0b013e318213febf>
- Glover, I. S., & Baker, S. N. (2020). Cortical, corticospinal, and reticulospinal contributions to strength training. *Journal of Neuroscience*, 40(30), 5820–5832. <https://doi.org/10.1523/jneurosci.1923-19.2020>
- Gould, J. R., Reineberg, A. E., Cleland, B. T., Knoblauch, K. E., Clinton, G. K., Banich, M. T., Corboy, J. R., & Enoka, R. M. (2018). Adjustments in torque steadiness during fatiguing contractions are inversely correlated with IQ in persons with multiple sclerosis. *Frontiers in Physiology*, 9. <https://doi.org/10.3389/fphys.2018.01404>

Henneman, E. (1957). Relation between Size of Neurons and Their Susceptibility to Discharge. In *New Series* (Vol. 27, Issue 3287).

Holobar, A., & Zazula, D. (2007). Multichannel blind source separation using convolution kernel compensation. *IEEE Transactions on Signal Processing*, 55(9), 4487–4496.

<https://doi.org/10.1109/tsp.2007.896108>

Kamen, G., & Knight, C. A. (2004). Training-Related adaptations in motor unit discharge rate in young and older adults. *The Journals of Gerontology Series A*, 59(12), 1334–1338.

<https://doi.org/10.1093/gerona/59.12.1334>

Liddell, E. G. T., & Sherrington, C. S. (1925). Recruitment and some other features of reflex inhibition. *Proceedings of the Royal Society of London Series B Containing Papers of a Biological Character*, 97(686), 488–518. <https://doi.org/10.1098/rspb.1925.0016>

McARDLE, W. D., Katch, F. I., & Katch, V. L. (1985). *Fisiologia*. Interamericana.

McCall, G. E., Byrnes, W. C., Dickinson, A., Pattany, P. M., & Fleck, S. J. (1996). Muscle fiber hypertrophy, hyperplasia, and capillary density in college men after resistance training. *Journal of Applied Physiology*, 81(5), 2004–2012. <https://doi.org/10.1152/jappl.1996.81.5.2004>

Moritani, T. et al. (1979). *Neural factors versus hypertrophy in the time course of muscle strength gain*. (1979, June 1). PubMed. <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/453338/>

Moro, T., Brightwell, C. R., Deer, R. R., Graber, T. G., Galvan, E., Fry, C. S., Volpi, E., & Rasmussen, B. B. (2018). Muscle protein anabolic resistance to essential amino acids does not occur in healthy older adults before or after resistance exercise training. *Journal of Nutrition*, 148(6), 900–909. <https://doi.org/10.1093/jn/nxy064>

Narici, M. v, Roi, G. S., Landoni, L., Minetti, A. E., & Cerretelli, P. (1989). Changes in force, cross-sectional area and neural activation during strength training and detraining of the human quadriceps. In ° *Applied Journal of Physiology and Occupational Physiology* (Vol. 59).

Negro, F., Muceli, S., Castronovo, A. M., Holobar, A., & Farina, D. (2016). Multi-channel intramuscular and surface EMG decomposition by convolutive blind source separation. *Journal of Neural Engineering*, *13*(2), 026027. <https://doi.org/10.1088/1741-2560/13/2/026027>

Nuzzo, J. L., Barry, B. K., Jones, M. D., Gandevia, S. C., & Taylor, J. L. (2017). Effects of four weeks of strength training on the corticomotoneuronal pathway. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, *49*(11), 2286–2296. <https://doi.org/10.1249/mss.0000000000001367>

Pollock, M. L., Franklin, B. A., Balady, G. J., Chaitman, B. L., Fleg, J. L., Fletcher, B., Limacher, M., PiñA, I. L., Stein, R. A., Williams, M., & Bazzarre, T. (2000). Resistance exercise in individuals with and without cardiovascular disease. *Circulation*, *101*(7), 828–833. <https://doi.org/10.1161/01.cir.101.7.828>

Sherrington, C. S. (1925). Remarks on some aspects of reflex inhibition. *Proceedings of the Royal Society of London Series B Containing Papers of a Biological Character*, *97*(686), 519–545. <https://doi.org/10.1098/rspb.1925.0017>

Škarabot, J., Brownstein, C. G., Casolo, A., Del Vecchio, A., & Ansdell, P. (2020). The knowns and unknowns of neural adaptations to resistance training. *European Journal of Applied Physiology*, *121*(3), 675–685. <https://doi.org/10.1007/s00421-020-04567-3>

Sterczala, A. J., Miller, J. D., Dimmick, H. L., Wray, M. E., Trevino, M. A., & Herda, T. J. (2019). Eight weeks of resistance training increases strength, muscle cross-sectional area and motor unit size, but does not alter firing rates in the vastus lateralis. *European Journal of Applied Physiology*, *120*(1), 281–294. <https://doi.org/10.1007/s00421-019-04273-9>

Van Cutsem, M., Duchateau, J., & Hainaut, K. (1998). Changes in single motor unit behaviour contribute to the increase in contraction speed after dynamic training in humans. *The Journal of Physiology*, 513(1), 295–305. <https://doi.org/10.1111/j.1469-7793.1998.295by.x>

Valli, G., Sarto, F., Casolo, A., Del Vecchio, A., Franchi, M. V., Narici, M. V., & De Vito, G. (2024). Lower limb suspension induces threshold-specific alterations of motor units properties that are reversed by active recovery. *Journal of Sport and Health Science/Journal of Sport and Health Science*, 13(2), 264–276. <https://doi.org/10.1016/j.jshs.2023.06.004>

Vila-Chã, C., & Falla, D. (2016). Strength training, but not endurance training, reduces motor unit discharge rate variability. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 26, 88–93. <https://doi.org/10.1016/j.jelekin.2015.10.016>

Vila-Chã, C., Falla, D., & Farina, D. (2010). Motor unit behavior during submaximal contractions following six weeks of either endurance or strength training. *Journal of Applied Physiology*, 109(5), 1455–1466. <https://doi.org/10.1152/jappphysiol.01213.2009>

Weier, A. T., Pearce, A. J., & Kidgell, D. J. (2012). Strength training reduces intracortical inhibition. *Acta Physiologica*, 206(2), 109–119. <https://doi.org/10.1111/j.1748-1716.2012.02454.x>

RINGRAZIAMENTI

“VIGILO, ADSUM, MEMINI”

Vigilo, sono in allerta; *Memini*, mi ricordo; *Adsum*, sono presente.

A mio padre, Francesco, devo queste parole (e molto più); a mia madre, Francesca, devo l'Amore; ai miei nonni e alla mia famiglia, devo tutto.

Troppe persone hanno contribuito al mio arrivare a questo traguardo, che non voglio considerare come un arrivo, bensì come un nuovo inizio per la mia vita. Credo non si smetta mai di camminare, perché anche quando pensiamo di essere arrivati alla fine del viaggio, sorge sempre un nuovo giorno con un nuovo Sole.

E così voglio camminare, con un'incrollabile speranza, unita a una solida certezza di un domani migliore, ma sempre attento al presente.

Molto ho imparato, molto ho ancora da imparare, mostrando rispetto verso tutti e inferiorità verso nessuno.

Un Grazie in particolare a chi mi ha sostenuto e voluto bene, vicino o da posti in cui solo il cuore può arrivare. Grazie ai miei amici, giovani o meno, perché mai ho considerato l'età un limite per l'anima. Grazie ai miei mentori, ai miei maestri e ai professori e collaboratori (in particolare Casolo, Nart e Sampieri, ma anche altri, come Pagano e Comai) che mi hanno permesso di arrivare qui.

Spero di aver lasciato il segno nella vostra vita quanto voi lo avete lasciato nella mia.

Un Grazie immenso a Elena, che più di ogni altro mi ha sostenuto e mi sta aiutando a trovare il mio posto nel mondo.

Grazie a me, per non aver mai mollato, perché la vita vale la pena di essere vissuta, col sorriso (sapendo anche piangere, a volte); facendo tesoro del passato, rispondendo alla propria chiamata nel presente e proiettati verso il futuro.