



UNIVERSITÀ
DEGLI STUDI
DI URBINO
CARLO BO

Dipartimento di Scienze Biomolecolari
Sezione di Scienze Motorie e della Salute

Attivazione muscolare e percezione dello
sforzo nell'esercizio di 'panca piana con
bilanciere' effettuato con differenti velocità
esecutive e posizionamenti del carico

Dottorato di Ricerca in:
Metodologie Molecolari e Morfo-Funzionali
Applicate all'Esercizio Fisico
– XXVIII ciclo –

Settore Scientifico Disciplinare (SSD):
M-EDF/01

Relatore
Chiarissimo Prof.
Francesco Lucertini

Dottorando
Dottor
Vahid Shoaie

Anno Accademico
2014-2015

Sommario

Abstract - Italiano.....	1
Abstract - English.....	3
Premessa.....	4
Introduzione.....	7
Esercizio contro-resistenza.....	8
Parametri e modalità esecutive.....	9
Interazioni tra carico e modalità esecutive.....	11
Il carico effettivo.....	13
Il test di 1-RM.....	13
Entità del carico in base a 1-RM.....	14
Attivazione elettrica muscolare ed entità del carico.....	16
Il carico percepito.....	24
Le scale RPE.....	25
Entità del carico e sforzo percepito.....	26
Scala OMNI-RES ed entità del carico.....	28
L'esercizio di "panca piana".....	29
Carico effettivo e biomeccanica dell'esercizio di panca piana.....	30
Carico percepito e modalità esecutive dell'esercizio di panca piana.....	32
Scopo dello studio.....	34
Materiali e metodi.....	35
Soggetti.....	35
Disegno sperimentale.....	35
Antropometria e composizione corporea.....	39
Posizionamento del carico sul bilanciere.....	40
Strumentazione utilizzata, processamento ed analisi dei dati.....	43
Analisi statistica.....	45
Studio 1.....	45
Studio 2.....	45
Studio 1 – Risultati e discussione.....	47
Risultati – Attività elettromiografica di superficie.....	47
Discussione.....	49
Studio 2 – Risultati e discussione.....	52

Risultati – Percentuale di completamento serie all’insorgenza della fatica	52
Risultati – Percezione dello sforzo all’insorgenza della fatica	54
Discussione.....	56
Conclusioni	60
Ringraziamenti	62
Bibliografia	63

Abstract - Italiano

Scopo di questo progetto era valutare le risposte elettromiografiche di superficie (sEMG) e la percezione dello sforzo (RPE) all'esecuzione dell'esercizio contro resistenza di panca piana effettuato con differenti posizionamenti del carico, con differenti carichi relativi e con differenti velocità medie di sollevamento.

Undici studenti universitari di sesso maschile hanno partecipato a sette sessioni sperimentali, le quali erano state disegnate per misurare i segnali sEMG (grande pettorale e capo lungo del tricipite di entrambi i lati) e i valori di RPE (scala OMNI-RES) per tutte le ripetizioni dell'esercizio effettuato combinando 2 posizionamenti del carico (largo e stretto), 3 carichi relativi (50%, 65%, e 80% di 1 ripetizione massima; 1-RM), e 3 potenze relative (50%, 70% e 90% della potenza massima; Pmax). L'area sotto la curva totale (AUCt) dei segnali sEMG tempo normalizzati è stata calcolata con il metodo dei trapezoidi, mentre la RPE all'insorgenza della fatica (RPEf) e la percentuale di ripetizioni alla fatica (%Rf) sono state determinate quando all'ispezione visiva delle ripetizioni si verificava un'involontaria riduzione della velocità di sollevamento (cioè la fatica).

Sono state lanciate tre ANOVA a 3 vie per misure ripetute e le comparazioni a coppie con correzione di Bonferroni quando possibile. La significatività è stata fissata a $p < 0,05$.

I risultati hanno rivelato che il posizionamento del carico non esercita alcun effetto principale sui parametri studiati, mentre in associazione con la potenza, il posizionamento largo incrementa significativamente la AUCt (all'80% di 1-RM e 70% della Pmax) e riduce la %Rf con l'aumentare della potenza. Al contrario, il carico e la potenza esercitano degli effetti principali e degli effetti di interazione sui parametri studiati. Un incremento del carico o della potenza hanno infatti determinato un significativo incremento della AUCt e della RPEf, e una riduzione della %Rf. Combinate insieme, carico e potenza non hanno invece influito sulla AUCt e sulla RPEf, ma il loro incremento ha significativamente ridotto la %Rf con la posizione larga del carico. La combinazione carico per posizione non ha prodotto effetti significativi.

In conclusione, il posizionamento del carico influisce solo marginalmente sull'attivazione sEMG e sulla RPE, mentre il carico, e particolarmente la potenza, necessitano di essere prescritte con accuratezza perché il loro controllo determina sia differenti effetti sulla sEMG e sulla RPE, sia, con carichi e potenze esecutive alte, implicazioni legate al posizionamento del carico.

Abstract - English

The aim of this project was to evaluate both the surface electromyography (sEMG) and perceived exertion (RPE) responses to the resistance exercise of bench press, across different positions of the loads on the barbell, different relative loads, and different average speeds of lifting.

Eleven male collegiate students participated in seven experimental sessions, which were designed in order to measure both the sEMG signals (pectoralis major and triceps of both sides) and RPE values (OMNI-RES scale) throughout the exercise reps performed with the combinations of 2 positions of the loads (wide and narrow), 3 relative loads (50%, 65%, 80% of 1 repetition maximum, 1-RM), and 3 relative power outputs (50%, 70%, 90% of the maximal power output, Pmax). The total area under the curve (AUCt) of the time-normalized sEMG signals was calculated using the trapezoid method, while the RPE at fatigue (RPEf) and the repetition percentage at fatigue (%Rf) were determined when the visual inspection of the repetitions revealed an involuntary reduction of the lifting speed (i.e. fatigue).

Three separate 3-way repeated measure ANOVA were run along with Bonferroni pairwise comparisons. Significance was set at $p < 0.05$.

Results revealed that load positioning does not exert any main effect on all the parameters studied, while combined with power, the wide positioning significantly increases the AUCt (at 80% of 1-RM and 70% of Pmax) and reduces the %Rf as the power output increases. Conversely, load and power exert both main and interaction effects on the parameters studied. An increase in either load or power resulted in a significant increase of AUCt and RPEf, and in a reduction of the %Rf. Combined together, load and power did not affect differently AUCt and RPEf, but their increase reduced %Rf only when load position was wide, while combining load and position did not yield any significant effect.

In conclusion, load positioning only marginally affects sEMG and RPE of the bench press, while load, and particularly power, needs to be carefully prescribed because their control both results in different effects on sEMG and RPE and, at high loads and power outputs, needs for load positioning to be accounted for.

Premessa

L'allenamento contro resistenza è una tipologia di esercizio utilizzata per migliorare e incrementare la forza e la resistenza muscolare, sia con lo scopo finale di mantenere e migliorare lo stato di salute, sia con il fine di migliorare la prestazione nelle attività che richiedono un elevato impegno muscolare, incluse le attività sportive.

L'allenamento contro resistenza è caratterizzato da una serie di movimenti e gesti, ognuno dei quali viene chiamato "esercizio". Ogni esercizio contro resistenza comprende una fase eccentrica (nella quale si verifica un allungamento del muscolo che sta producendo forza) ed una fase concentrica (nella quale si verifica un accorciamento del muscolo), oppure una sola fase isometrica (esercizio nel quale non si verifica né avvicinamento né allontanamento dei capi articolari durante la contrazione muscolare). Ogni esercizio, a seconda delle sue caratteristiche peculiari di effettuazione (carico, tempo di recupero, ecc.), può comportare degli effetti acuti o cronici sui muscoli interessati e sull'intero organismo, sia a livello fisiologico che percettivo.

Molti degli effetti fisiologici di questo tipo di esercizio sono noti; ad esempio l'incremento della sezione trasversa del muscolo, l'aumento della tolleranza ai prodotti intermedi del metabolismo come il lattato, ecc. Anche l'attivazione elettrica dei muscoli sottoposti ad esercizi contro resistenza è un fattore fisiologico studiato in varie condizioni, come ad esempio l'utilizzo di differenti tipologie di resistenza (pesi, elastici, pressione idraulica, ecc.) oppure diverse condizioni di effettuazione dell'esercizio (in equilibrio stabile su panca, in equilibrio precario su palla svizzera, ecc.). A questo proposito, molti aspetti fisiologici legati all'attivazione elettrica dei muscoli utilizzati negli esercizi contro resistenza non sono stati tuttavia indagati, probabilmente per via delle infinite variabili che entrano in gioco in questo tipo di esercizi e con quel tipo di analisi.

Come accennato, gli aspetti psicometrici nell'esercizio contro resistenza sono, altrettanto, oggetto di studio in quanto questo tipo di esercizio comporta l'utilizzo di un carico esterno (cioè oggettivo) che deve essere quantificato anche da un

punto di vista interno (cioè soggettivo), al fine di produrre gli effetti prefissati. Esistono diversi metodi per la quantificazione e il controllo del carico esterno, come ad esempio: identificare il carico massimale ed allenarsi ad una data percentuale di tale carico; stabilire un numero di ripetizioni da eseguire ed identificare il carico corrispondente come carico allenante, ecc. In abbinamento a tali metodi è sempre consigliabile utilizzare un metodo di valutazione del carico interno che lo caratterizzi a livello percettivo. A questo scopo sono state ideate e validate delle scale psicometriche costituite da delle espressioni verbali che corrispondono ad altrettanti valori numerici e/o immagini che permettono di quantificare lo sforzo percepito in relazione al carico esterno utilizzato. Diversi lavori hanno dimostrato la correlazione tra il carico allenante e percezione dello sforzo, e la sua utilità nella quantificazione e nel controllo dell'intensità in un esercizio contro resistenza è più che nota. Anche in questo caso, tuttavia, la molteplicità delle variabili che caratterizzano l'esercizio contro resistenza e le implicazioni psicometriche di tali variabili lasciano ampio spazio alla ricerca.

Il presente lavoro è incentrato sull'esercizio contro resistenza di "sollevamento del bilanciere su panca piana" o "panca piana" come solitamente viene definito in gergo tecnico.

Nella prima parte del lavoro verrà illustrato uno studio che aveva come obiettivo principale quello di verificare se un differente posizionamento dello stesso carico sul bilanciere produce una diversa risposta muscolare. La risposta muscolare è stata indagata con l'analisi del segnale elettromiografico di superficie nei muscoli principalmente interessati durante l'esercizio.

Nella seconda parte del lavoro verrà illustrato uno studio il cui obiettivo principale era verificare se l'effettuazione di uno stesso esercizio di panca piana con velocità differenti determina una differente percezione dello sforzo. L'entità dello sforzo è stata indagata per mezzo di scale psicometriche di valutazione dello sforzo percepito.

Entrambi gli studi condividono lo stesso disegno sperimentale, la cui finalità è evidenziare l'influenza delle diverse variabili legate all'effettuazione di un esercizio contro resistenza sull'attività elettrica dei muscoli e sulla percezione dello sforzo.

Dopo l'introduzione e il disegno sperimentale, che i due studi condividono, sono stati inseriti i risultati e la discussione separatamente per lo studio 1, che riguarda appunto gli aspetti fisiologici dell'esercizio di panca piana, e per lo studio 2, che riguarda invece gli aspetti psicometrici. Le conclusioni finali riguardano invece entrambi gli studi.

Introduzione

L'esercizio fisico è definito come un'attività fisica pianificata, strutturata, e ripetitiva atta ad incrementare e/o mantenere una o più componenti del fitness^[1]. Le componenti del fitness sono varie: componenti legate alle abilità motorie (agilità, equilibrio, potenza, velocità tempo di reazione), componenti fisiologiche (composizione corporea, densità ossea, stato metabolico) e componenti legate alla salute (capacità cardiorespiratoria, forza e resistenza muscolare, flessibilità).

Al fine di potenziare tutte le componenti del fitness, ed in particolare quelle direttamente relazionate allo stato di salute, sostanzialmente possiamo suddividere l'attività fisica in due grandi categorie di riferimento: l'esercizio aerobico e quello contro resistenza.

L'esercizio aerobico consiste in attività ritmica e continuativa che coinvolge grandi masse muscolari e che può essere protratta per lungo tempo, mentre l'esercizio contro resistenza, anche definito esercizio di forza, consiste nell'utilizzo del sistema muscolo-scheletrico per vincere delle resistenze esterne.

Se da un lato le ricerche scientifiche evidenziano da tempo la relazione inversa tra attività fisica aerobica e morte prematura, malattie cardiovascolari, ipertensione, infarto, osteoporosi, diabete di tipo 2, sindrome metabolica, cancro, depressione, e le funzioni cognitive^[2], l'esercizio contro resistenza è stato rivalutato solo più recentemente, quando i risultati di numerosi studi hanno dimostrato i suoi effetti benefici, oltre che sul tonico e sulla forza e sulla resistenza muscolare, sull'aumento della densità ossea, sulla riduzione dell'adiposità, ecc.^[3]. In effetti, l'esercizio contro resistenza, che è da sempre utilizzato in ambito sportivo nella preparazione atletica della maggior parte delle discipline, è attualmente anche raccomandato nella popolazione in generale per i suoi effetti benefici sulla salute e sul benessere, e per i miglioramenti che è in grado di determinare in ambito clinico^[3, 4]. Le conoscenze scientifiche in quest'ambito sono tuttavia relativamente recenti e il numero di studi sull'esercizio di forza è attualmente in forte aumento.

Esercizio contro-resistenza

Gli esercizi contro resistenza, in base al coinvolgimento muscolare e articolare, sono comunemente classificati come multiarticolari (chiamati anche esercizi di base o fondamentali), che coinvolgono più articolazioni e più muscoli contemporaneamente, o come monoarticolari (definiti anche esercizi complementari o di isolamento), che coinvolgono un solo gruppo muscolare^[5]. La maggior parte degli esercizi multiarticolari fanno parte degli esercizi a catena cinetica chiusa, in cui la libertà del movimento delle estremità degli arti è bloccata o limitata mentre, al contrario, quasi tutti gli esercizi monoarticolari sono a catena cinetica aperta, per cui le estremità degli arti sono libere di muoversi^[6, 7].

Un esercizio contro resistenza dinamico, contrapposto all'esercizio statico che non prevede contrazione muscolare senza movimento effettivo delle leve articolari, è caratterizzato da diverse fasi, che presuppongono differenti azioni muscolari, sostanzialmente riconducibili ad una fase eccentrica ed una fase concentrica, separate da una fase di inversione del movimento solitamente definita fase di "lockout". Nella fase eccentrica (ECC) i capi articolari interessati nel movimento progressivamente si allontanano e il muscolo si allunga contraendosi; questa fase viene in gergo definita come "parte negativa" di ogni ripetizione. La contrazione eccentrica produce i livelli più alti di forza ed è anche considerata come elemento promotore primario della crescita muscolare data la suscettibilità del muscolo ai danni e alle microlesioni che si verificano durante questo tipo di azione muscolare. Nella fase concentrica (CON) i capi articolari interessati nel movimento si avvicinano progressivamente e il muscolo si contrae accorciandosi; viene definita in gergo come la "parte positiva" di ogni ripetizione. Parallelamente alle azioni muscolari di una contrazione dinamica, gli esercizi statici, o isometrici, prevedono appunto l'effettuazione di una contrazione isometrica (ISOM), nella quale il muscolo sviluppa forza senza variazione di distanza tra i capi articolari. La lunghezza del muscolo rimane dunque invariata pur essendo la tensione sviluppabile più elevata di quella raggiungibile con una contrazione concentrica.

Le attrezzature per svolgere gli esercizi contro resistenza sono classificate in base alla tipologia di resistenza da esse prodotta. Brevemente, le tipologie principali di resistenze da vincere sono le seguenti^[8]:

- Resistenza “variabile”: in cui il valore della resistenza assoluta varia durante il range di movimento, come macchine dotate di camme o gli elastici. Il vantaggio di questo tipo di resistenza è che la resistenza assoluta offerta incrementa nei punti in cui il sistema muscoloscheletrico biomeccanicamente è avvantaggiato, mentre lo svantaggio è che all’inizio della contrazione muscolare, la resistenza è bassa e non offre il massimo stimolo al muscolo;
- Resistenza “costante”: in cui la resistenza assoluta rimane costante durante la traiettoria del movimento, come i manubri, il bilanciere, la palla medica, ecc. Il vantaggio di questo tipo di resistenza è che il range di movimento non limitato consente all’esercizio di essere più adattabile. Lo svantaggio è che il sistema muscoloscheletrico non viene stimolato al massimo nell’intero range di movimento;
- Resistenza “statica”: in cui il muscolo compie una contrazione isometrica, come la spinta contro un oggetto inamovibile (per esempio un muro). È utile per gli atleti per allenare la “sticking region” (punto in cui, lungo il range di movimento, l’esecuzione dell’esercizio risulta significativamente più difficoltosa), ma non è molto utile nella maggior parte degli sport o le attività svolte quotidianamente;
- Resistenza “accomodante”: in cui è mantenuta la massima resistenza possibile in tutto il range di movimento grazie al controllo della velocità di esecuzione, come le macchine isocinetiche. Utile in ambito riabilitativo, ma priva della fase eccentrica del movimento.

Parametri e modalità esecutive

Gli esercizi contro resistenza, e l’insieme di tali esercizi che caratterizza la singola sessione o la programmazione dell’allenamento, sono caratterizzati dai seguenti parametri e fattori:

- Ripetizione: identifica un singolo ciclo completo di più azioni muscolari successive che riportano il carico al punto di partenza, come ad esempio il sollevamento (azione concentrica) e l'abbassamento (azione eccentrica) di un carico impugnato con le mani (ad esempio un manubrio durante l'esercizio di sollevamento del manubrio per l'allenamento del bicipite brachiale);
- Serie: rappresenta un insieme di un determinato numero di ripetizioni eseguite senza pause di recupero;
- Intensità: rappresenta il carico utilizzato durante l'esercizio contro resistenza e può essere espresso in termini assoluti, vale a dire in kilogrammi, oppure relativamente alla massima capacità di carico per un determinato esercizio (vedi paragrafo specifico più avanti). A volte l'intensità viene anche rappresentata con il livello di difficoltà associata all'allenamento che viene definita come percezione dello sforzo (vedi paragrafo specifico più avanti);
- Velocità esecutiva: è la velocità con la quale le singole ripetizioni vengono eseguite e dipende ovviamente anche dal carico scelto per le singole serie;
- Recupero: è il tempo che intercorre tra le serie di un singolo esercizio e tra i vari esercizi di una seduta di allenamento;
- Ordine degli esercizi: è la sequenza con la quale gli esercizi selezionati vengono effettuati.

La tecnica corretta è il prerequisito più importante nell'effettuazione degli esercizi contro resistenza, e infatti è compreso, più o meno esplicitamente, nell'elencazione delle raccomandazioni internazionali per questo tipo di esercizio, unitamente alle specifiche per ognuno dei parametri sopra citati.

Ad esempio, secondo le linee guida ACSM più recenti^[2], oggetti sani e principianti dovrebbero allenarsi con un'intensità pari al 60-70% del proprio carico massimo in quel determinato esercizio (intensità moderata), fatta salva l'esecuzione corretta dell'esercizio da un punto di vista tecnico. Allo stesso modo, le linee guida suggeriscono di utilizzare una velocità esecutiva durante le ripetizioni, che viene definita "fluente e controllata", che si traduce in una durata di circa 2 secondi sia

per la fase concentrica che per la fase eccentrica di un esercizio contro resistenza di tipo dinamico.

Interazioni tra carico e modalità esecutive

Come già introdotto nel precedente paragrafo, l'intensità di ogni esercizio contro resistenza corrisponde al carico sollevato dal soggetto. L'entità del carico interagisce e influenza, ovviamente, la maggior parte degli altri parametri e fattori dell'esercizio contro resistenza, determinando differenti aggiustamenti e adattamenti fisiologici e differenti percezioni dello sforzo. Un esempio può essere dato dalla variazione della velocità con cui viene eseguito un esercizio contro resistenza che viene ampiamente utilizzata per personalizzare e rendere altamente specifici allenamenti di forza^[9-13] in quanto è stato dimostrato che in questo modo è possibile influire sulle modalità di reclutamento delle unità motorie per via dello sfruttamento del principio della dimensione^[14-16]. Quindi, una diversa velocità esecutiva può determinare effetti biologici differenti, come ad esempio è stato dimostrato per le alte velocità esecutive che comportano un ulteriore incremento della forza o un prevalente aumento della massa muscolare anche utilizzando il medesimo carico allenante^[17, 18]. D'altro canto, è noto che per sviluppare la potenza si chiede sempre al soggetto di spostare il carico il più velocemente possibile^[19-21].

La velocità esecutiva influenza ovviamente anche le serie con ripetizioni ad esaurimento, che è anche un metodo largamente utilizzato nella prescrizione e nella quantificazione del carico allenante nell'esercizio contro resistenza^[17, 22, 23]. In diversi studi è stata verificata la relazione tra il numero delle ripetizioni ad esaurimento e il carico di lavoro^[20, 24-27] ed è stato dimostrato che questa relazione può cambiare al variare della velocità esecutiva, come avviene anche in relazione ad altri fattori quali lo stato di allenamento, il sesso o le differenze interindividuali^[20, 27, 28]. Sakamoto e coll.^[29, 30], utilizzando diversi carichi submassimali (40, 50, 60, 70 e 80% del carico massimo) e differenti velocità esecutive (lenta, media, veloce e balistica) per ogni carico, hanno dimostrato che all'aumentare della velocità di esecuzione, a parità di carico, aumenta anche il numero delle ripetizioni

all'esaurimento effettuate. Izquierdo e coll.^[31], confrontando l'esercizio di accosciata e la panca piana effettuati con diversi carichi (60, 65, 70 e 75% del carico massimo) e ripetizioni effettuate sempre alla massima velocità fino ad esaurimento, hanno dimostrato che (per le stesse percentuali di carico massimo) la velocità esecutiva media di ogni ripetizione cala ad un ritmo maggiore nella panca piana in confronto a quello dello squat (con una riduzione significativa della velocità al 35% circa delle ripetizioni totali in ogni serie).

Il carico effettivo

Come è stato detto precedentemente, uno dei più importanti parametri dell'esercizio contro resistenza è l'intensità, ossia il carico allenante. Esistono diversi metodi di controllo e quantificazione di questo parametro. I più utilizzati nell'esercizio di forza si basano sul numero di ripetizioni effettuate con un dato carico, oppure, ancora più precisamente, sul carico che il soggetto riesce a sollevare per una sola ripetizione. Tale "carico massimo" viene identificato come 1 Ripetizione Massima (1-RM). Una volta trovato il carico massimo, basandosi sulle linee guida e a seconda dell'obiettivo prefissato si sceglie la percentuale di 1-RM da utilizzare per l'esercizio.

Il test di 1-RM

Esistono sostanzialmente due metodi per identificare il carico massimo in un determinato esercizio, il metodo diretto e quello indiretto.

Il test diretto di 1-RM prevede un riscaldamento generale seguito da un riscaldamento specifico effettuato con carichi submassimali crescenti serie dopo serie. Dopo di che si procede per prove ed errori con dei tentativi quanto più possibile vicini al carico massimale stimato per il soggetto, fino a quando non si identifica il carico che il soggetto riesce a sollevare 1 sola volta mantenendo una tecnica esecutiva corretta. E' consigliato un incremento/decremento di carico tra i tentativi compreso tra il 5% e il 20% del carico utilizzato e i tentativi non si dovrebbero effettuare più di 3-5 tentativi in una singola seduta^[32].

Il test indiretto di quantificazione di 1-RM prevede l'utilizzo di un carico submassimale che il soggetto deve sollevare fino ad esaurimento mantenendo sempre una tecnica esecutiva corretta. Anche in questo caso è previsto un riscaldamento generale e uno specifico e poi un numero di tentativi compreso tra 2 e 3. Il carico utilizzato e il numero di ripetizioni corrette effettuate vengono poi inserite in delle equazioni di regressione che permettono la stima di 1-RM. Esistono diversi studi che hanno pubblicato e validato equazioni di regressione a questo scopo: per esempio Lander^[33] $[1-RM = 100 \times \text{carico} / (101,3 - 2,67123 \times \text{numero}$

ripetizioni)); Epley^[33] $[1\text{-RM} = 1 + (0,333 \times \text{numero ripetizioni}) \times \text{carico}]$. Una delle equazioni maggiormente utilizzate è tuttavia quella di Brzycki^[25] $[(100 \times \text{carico} / (102,78 - 2,78 \times \text{numero ripetizioni}))]$ la cui applicazione presuppone un riscaldamento con circa 50% di 1-RM ipotetico ed una fase di test grazie alla quale si dovrebbe identificare il carico con il quale il soggetto effettua un numero di ripetizioni all'esaurimento compreso tra 6 e 10 per ridurre al minimo l'errore nella stima di 1-RM. In questo modo, la differenza tra il carico predetto e quello reale risulta pari a circa il 4% per l'esercizio della panca piana e a circa lo 0,05% per l'esercizio dello squat con bilanciere.

Entità del carico in base a 1-RM

In ambito prescrizione dell'esercizio, dopo aver identificato il carico massimo si può identificare il carico da utilizzare durante le sedute di esercizio utilizzando una percentuale di 1-RM, sulla base delle indicazioni riportate nelle raccomandazioni, come riportato nella tabella sottostante (Tabella 1)^[34]:

Tabella 1. Classificazione delle intensità dell'esercizio contro resistenza.

Intensità	Percentuale di 1-RM	Utilizzo
Sopramassimale	100+	Forza massima, isometrica, forza eccentrica, sovraccarichi
Molto pesante	95-100	Forza massima, ipertrofia, reclutamento delle unità motorie
Pesante	90-95	Forza massima, ipertrofia, reclutamento delle unità motorie
Leggermente pesante	80-90	Forza massima, potenza, ipertrofia
Moderata	70-80	Forza, potenza, ipertrofia, resistenza alla forza
Leggera	60-70	Potenza, resistenza muscolare, ipertrofia
Molto leggera	60-	Riscaldamento, senza carico, ipertrofia

Ogni percentuale di 1-RM corrisponde a un certo numero delle ripetizioni (vedi Tabella 2): esattamente come il 100% corrisponde a 1 sola ripetizione, una percentuale più bassa di quel carico corrisponde ad un numero di ripetizioni più

elevato. Ad esempio, solitamente, con il 90% di 1RM si riescono ad effettuare circa 4 ripetizioni (carico che viene identificato come 4-RM). Il numero delle ripetizioni per ogni percentuale del carico può variare tra soggetto e soggetto e dipende dalle caratteristiche individuali di ciascuno. Ad esempio, un soggetto con una percentuale più alta di fibre lente in un certo distretto muscolare riuscirebbe ad eseguire più ripetizioni per la stessa percentuale del carico rispetto ad un soggetto con una percentuale più alta di fibre veloci nel medesimo distretto^[29]. È stato dimostrato tuttavia che questa differenza si percepisce sempre meno più ci si avvicina al carico massimale^[34, 35].

Tabella 2. Corrispondenza tra percentuali di carico e numero di ripetizioni possibili

Percentuale di 1-RM	Numero di ripetizioni
100	1
95	2
93	3
90	4
87	5
85	6
83	7
80	8
77	9
75	10
70	11
67	12
65	15

Pur non essendo molto indagato, il parametro “velocità esecutiva” dovrebbe essere preso in seria considerazione unitamente alla percentuale di 1-RM scelta al fine di orientare l’allenamento contro resistenza verso un determinato obiettivo. Ad esempio per migliorare la potenza muscolare, che è capacità di esprimere forza in relazione al tempo, si utilizzano comunemente carichi bassi e/o moderati ed elevate velocità esecutive^[36]. Il ruolo della velocità esecutiva è stato dimostrato anche nel miglioramento della forza massima, dato che quest’ultima si ottiene tramite una maggiore stimolazione neurologica. È stato infatti dimostrato che un allenamento con carichi compresi tra 6 e 10-RM effettuato con ripetizioni di breve durata (2-4

secondi per la somma della fase concentrica ed eccentrica) rispetto ad un allenamento con lo stesso carico effettuato con ripetizioni di maggiore durata (10 secondi circa in totale per entrambe le fasi) determina un incremento della forza circa doppio, indipendentemente dall'esercizio effettuato^[37].

Attivazione elettrica muscolare ed entità del carico

Le fibre dei muscoli scheletrici generano una contrazione meccanica in risposta ad un solo stimolo nervoso che è sostanzialmente di natura elettrica e viene definito potenziale d'azione. I muscoli scheletrici sono formati da gruppi di unità motorie, ognuna delle quali è costituita da un motoneurone, dal suo assone e da tutte le fibre muscolari da esso innervate. Il potenziale d'azione genera dei fenomeni elettrici a livello delle fibre muscolari, subito prima e durante la contrazione, i quali possono essere captati da elettrodi intramuscolari (elettrodi ad ago) o superficiali (elettrodi di superficie)^[38], e registrati con apposite strumentazioni (elettromiografi collegati a schede di acquisizione analogico/digitali). L'unità motoria è la più piccola unità neuro-muscolare che può essere attivata tramite un controllo volontario; quando stimolata da un segnale nervoso, ogni unità motoria si contrae e determina un segnale elettrico che è la somma dei potenziali d'azione di tutte le cellule che la costituiscono. La sommatoria spaziale e temporale dei singoli potenziali d'azione può essere rilevata e misurata con l'elettromiografia che, appunto, rappresenta graficamente le variazioni del potenziale elettrico in base al sito di rilevazione. Il potenziale d'azione generato può essere inteso come un dipolo che si muove lungo la membrana a una velocità di circa 2-6 m/s. Per quanto riguarda l'elettromiografia di superficie (sEMG), passando in prossimità degli elettrodi posizionati sulla pelle soprastante il muscolo il segnale differenziale avvertito dagli elettrodi diventa un segnale bipolare, più o meno attenuato a seconda della profondità della fibra e con segno dipendente dalla posizione relativa della placca motrice rispetto agli elettrodi. Il segnale sEMG rilevato è quindi dato dalla sovrapposizione dei potenziali d'azione asincroni delle diverse fibre^[39]. Il segnale elettrico generato dalle fibre attive di una UM è chiamato potenziale extra-cellulare o potenziale di unità motoria

(PUM), ha morfologia trifasica, ovvero è costituito da tre picchi con segno alternato, ed ha una durata compresa tra 3 e 15 ms, un'ampiezza variabile da 20 a 2000 V, a seconda delle caratteristiche della UM, ed una frequenza di scarica compresa tra i 6 e i 30 Hz. La sEMG misura il potenziale di campo elettrico risultante dalla sovrapposizione dei potenziali d'azione delle singole fibre muscolari attive.

Una volta rilevato e registrato il segnale sEMG è possibile analizzarlo in vario modo per ricavare dei parametri che offrono letture quantitative e qualitative dell'attivazione elettrica del muscolo durante quella particolare azione muscolare. Le analisi del segnale possono avvenire sia nel *dominio del tempo*, cioè elaborando sostanzialmente il tracciato temporale del segnale, sia nel *dominio della frequenza*, cioè elaborando lo spettro delle frequenze del segnale. Le variabili identificabili nel dominio del tempo, forniscono quindi informazioni sull'ampiezza del segnale, mentre quelle appartenenti al dominio della frequenza permettono lo studio della scomposizione delle armoniche del segnale, ossia danno informazioni riguardanti il contributo in termini di ampiezza e di potenza fornito da ogni armonica ottenuta attraverso l'analisi di Fourier del segnale stesso.

Le variabili identificabili nel dominio del tempo, altrimenti chiamate *variabili d'ampiezza*, normalmente utilizzate nell'ambito dello studio del segnale mioelettrico ricavato dall'elettromiografia di superficie sono:

- Il Valore Efficace (Root Mean Square, RMS), che è una grandezza correlata alla potenza del segnale (viene impiegata in vari ambiti come la valutazione dell'attività mioelettrica in rapporto alla misura della forza esercitata – generalmente in condizioni isometriche, come bio-feedback, come valutazione della postura e del movimento, come valutazione dei tempi di reazione, ecc.);
- L'Area Sotto la Curva (Area Under the Curve, AUC), che rappresenta una misura congiunta di ampiezza e durata del segnale sEMG.

Le variabili nel dominio della frequenza maggiormente utilizzate sono:

- La frequenza media dello spettro di potenza (Mean power Frequency, MNF), che rappresenta il valore baricentrale di frequenza dello spettro di potenza (impiegata principalmente nello studio della fatica muscolare);

- La frequenza mediana dello spettro di potenza (Median power Frequency, MDF), che rappresenta il valore di frequenza che divide in due parti di eguale area lo spettro di potenza, per cui il 50% del segnale sarà costituito da armoniche inferiori alla MDF ed il restante 50% del segnale sarà costituito da armoniche superiori alla MDF (impiegata principalmente nello studio della fatica muscolare).

Strumentazione e tecniche di registrazione

Il segnale elettromiografico possiede una piccola ampiezza e quindi va necessariamente amplificato ad un'intensità adeguata per le successive elaborazioni. Nei moderni elettromiografi sono presenti sia una sezione d'amplificazione (che prevalentemente è di tipo differenziale), sia una sezione di post-elaborazione del segnale. Un'alternativa a questo sistema consiste nell'impiego di una sezione d'amplificazione e pre-condizionamento del segnale, e nell'utilizzo di una scheda di conversione analogico-digitale che può essere installata in un normale personal computer dotato di apposito software. Poter disporre del segnale in forma digitale, come avviene nel secondo caso, offre il vantaggio di semplificare notevolmente l'esecuzione delle diverse elaborazioni, nonché di poterle archiviare per i successivi utilizzi. Gli amplificatori usati nell'elettromiografia di superficie sono prevalentemente di tipo differenziale.

Preparazione della pelle

Un' appropriata preparazione della pelle prima del posizionamento degli elettrodi, al fine di minimizzare l'impedenza offerta dalla pelle, è essenziale per ottenere un'acquisizione sEMG di buona qualità. La preparazione della pelle normalmente inizia con la rimozione della peluria attorno al sito in cui verrà fatto aderire l'elettrodo. Successivamente, si abrada la pelle per ripulirla dall'effetto della rasatura e dalla presenza di cellule morte. A questo scopo si può utilizzare una speciale pasta abrasiva oppure della carta abrasiva a grana fine. Infine, si applicano tamponi imbevuti di alcool per pulire la superficie della pelle e si attende che l'alcol asciughi prima di posizionare l'elettrodo.

Gli elettromiografi sono normalmente costruiti per lavorare correttamente con un'impedenza nel range di 5-50 k Ω , quindi, prima di avviare l'acquisizione del segnale sarebbe opportuno verificare che l'impedenza della pelle rientri in questo range.

Composizione elettrodi di superficie

Gli elettrodi più comunemente usati sono quelli adesivi "gelificati" monouso, cioè dotati di un gel elettrolitico come interfaccia tra la pelle e la parte metallica dell'elettrodo. Il materiale più usato per la parte metallica dell'elettrodo è il cloruro d'argento che permette alla corrente di passare più liberamente attraverso la giunzione tra l'elettrolita e l'elettrodo, introducendo il minimo rumore elettrico nella misura. Essendo adesivi, dopo una corretta applicazione il rischio di spostamento è minimo anche durante i movimenti rapidi.

Posizionamento elettrodi

Il segnale sEMG, fornisce una visione dell'attività elettrica del muscolo al di sotto degli elettrodi durante la contrazione. Tale misura dipende quindi molto dal corretto posizionamento dell'elettrodo sopra il muscolo esaminato. È importante dunque avere un protocollo chiaro e ripetibile relativamente alla posizione degli elettrodi rispetto ai muscoli, in modo che i segnali ottenuti siano sostanzialmente ripetibili sia nella stessa sessione che in più sessioni di registrazioni consecutive. La posizione del sensore è definita come la posizione dei due siti bipolari sovrastanti un muscolo in relazione alla linea tra due punti di repere anatomici. Esistono principalmente due strategie generali per il posizionamento degli elettrodi nelle registrazioni standard (cioè quelle bipolari: due elettrodi attivi posti ambedue sul muscolo esaminato più un elettrodo di riferimento). Gli elettrodi di rilevazione vanno posti longitudinalmente rispetto all'asse lungo del muscolo, mentre l'elettrodo di riferimento deve essere posizionato il più lontano possibile dagli elettrodi differenziali e sulla pelle sovrastante zone elettricamente neutre (come le ossa ad esempio). Oltre al posizionamento degli elettrodi, è necessario che i cavi ai quali sono collegati gli elettrodi siano anch'essi fissati in modo che non oscillino durante la registrazione. Ovviamente questo punto è di minor conto nelle rilevazioni di tipo

statico, ma nelle rilevazioni con movimenti dinamici riduce significativamente il numero di artefatti del segnale e minimizza il rischio di distacco degli elettrodi dalla pelle. Il fissaggio dei cavi si realizza con nastri adesivi, cinghie elastiche o bendaggi, sempre evitando di fissarli troppo stretti e non applicando il fissaggio direttamente sopra agli elettrodi.

Amplificatori sEMG

L'amplificatore è una delle parti fondamentali dell'elettromiografo^[40]. In realtà l'amplificatore è costituito dall'insieme di diversi stadi di amplificazione, il più importante dei quali è il primo stadio o pre-amplificatore. Nel loro complesso, gli stadi di amplificazione permettono l'isolamento tra la sorgente di segnale e il dispositivo di registrazione del segnale, la conversione corrente-tensione, il guadagno di tensione, e la riduzione del rumore. Al fine di conservare il segnale e al contempo ridurre al massimo il rumore, le due caratteristiche più importanti che un amplificatore per sEMG deve avere sono un'alta impedenza di ingresso ed un ingresso differenziale. L'amplificazione differenziale rileva infatti le differenze di potenziale tra gli elettrodi cancellando le interferenze esterne. Dopo questa fase di condizionamento del segnale analogico, si ottiene una sequenza di dati di ampiezza apprezzabile, ma per procedere alla sua elaborazione e memorizzazione, si deve prima digitalizzare l'informazione campionando i dati. Le sonde a cui sono fissati gli elettrodi svolgono le fasi di condizionamento del segnale.

Sorgenti di disturbo del segnale sEMG

Il segnale registrato un possiede un'ampiezza inversamente proporzionale al quadrato della grandezza della sorgente, di conseguenza, è stato dimostrato che le unità motorie di cui è possibile registrare l'attività sono situate entro un raggio massimo di 15 mm dagli elettrodi. Il segnale sEMG è influenzato da tutti i tessuti che si interpongono tra la sorgente del segnale e l'elettrodo^[39]. Infatti il segnale proveniente dai diversi muscoli attraversa diversi tipi di tessuto prima di venire rilevato dall'elettrodo, così viene influenzato in modo diverso dall'azione dei tessuti. La presenza di un maggiore strato di tessuto adiposo riduce l'ampiezza del segnale, portando così ad un'errata interpretazione del segnale ottenuto. I tessuti incontrati

dal segnale lo filtrano diversamente alle diverse frequenze. Inoltre, a causa dell'anisotropia dei tessuti si ha che l'impedenza di essi in direzione perpendicolare è maggiore rispetto all'impedenza ottenuta in direzione parallela, ed è per questo motivo che la condizione standard di rilevazione del segnale è in direzione parallela alle fibre.

In caso di posizionamento errato degli elettrodi, è possibile il sommarsi di segnali indesiderati generati da fibre attive di muscoli prossimi a quello in esame. Questo fenomeno prende il nome di *cross-talk*. È importante riconoscere che il segnale sEMG bipolare non è sempre una rappresentazione selettiva dell'attività elettrica di un singolo muscolo direttamente sottostante gli elettrodi di registrazione. Il segnale prelevato mediante gli elettrodi può contenere segnali del muscolo di interesse ma anche segnali dei muscoli circostanti. I muscoli responsabili del *cross-talk* possono essere agonisti, antagonisti, o con funzioni completamente diverse. Tale fenomeno è più rilevante quando i muscoli sotto osservazione sono di piccole dimensioni e sono circondati da altri muscoli molto vicini.

Nell'effettuazione di registrazioni in condizioni dinamiche vanno considerati gli effetti che il movimento può produrre sul segnale, quali le variazioni indesiderate di ampiezza dovute al movimento delle masse muscolari con conseguenti alterazioni del segnale originale. Ogni movimento degli elettrodi sulla pelle genera piccoli potenziali elettrici che si sovrappongono al segnale elettrico del muscolo sottostante. I potenziali dovuti a fattori meccanici hanno componenti che generalmente non superano i 30 Hz. Essi dovrebbero essere riconosciuti ed eliminati dalla registrazione prima di effettuare ogni altra modifica in quanto il segnale vero e proprio e gli artefatti diventano indistinguibili quando il segnale viene elaborato.

Normalizzazione, analisi del segnale e conversione analogico/digitale

La ripetibilità delle stime dei parametri del segnale è un importante aspetto della caratterizzazione del segnale sEMG. Per confrontare dati elettromiografici ottenuti da prove su soggetti diversi, o dallo stesso soggetto in giorni diversi, si considera normalmente necessaria una procedura di *normalizzazione* sia per la registrazione

che per la quantificazione dei dati. Normalizzare i livelli sEMG rispetto alla massima contrazione volontaria per ogni soggetto in contrazioni isometriche è un metodo comunemente usato per ridurre la variabilità tra diverse registrazioni^[41]. Il segnale sEMG deve essere innanzitutto filtrato, in modo da eliminare disturbi o metterne in evidenza le componenti d'interesse, in modo da separare il segnale utile dal rumore, eliminare segnali non desiderati mescolati a quello utile, eliminare le frequenze in eccesso alla banda utile del segnale biologico, eliminare frequenze molto basse. Le tipologie di filtraggio sono diverse, a seconda che si vogliono eliminare componenti a bassa frequenza (filtro passa-basso) o ad alta frequenza (filtro passa-alto) presenti nel segnale, che si vogliono eliminare componenti di disturbo a frequenza prefissata (notch-filter) o di caratteristiche note e variabili nel tempo (filtraggio tempo-variante). Una volta filtrato il segnale si passa alla sua digitalizzazione (anche definita conversione analogico/digitale, A/D). La conversione A/D è necessaria per poter elaborare un segnale attraverso sistemi numerici digitali e consta di tre stadi: campionamento, quantizzazione e codifica numerica. Il campionamento è l'operazione che consente di discretizzare l'asse temporale del segnale analogico, mentre la quantizzazione rende discreti i valori che può assumere il segnale. Infine, il processo di codifica converte la sequenza numerica in un flusso di bit. Le tre fasi sono descritte nel dettaglio di seguito.

- Il *campionamento* permette di estrarre i valori del segnale analogico in determinati istanti temporali. Se il campionamento è uniforme questi istanti temporali sono equi-spaziati di una quantità indicata con T , detto periodo di campionamento. L'inverso del periodo di campionamento rappresenta la frequenza di campionamento ed è misurata in campioni al secondo o Hertz (Hz). In generale il campionamento determina una perdita di informazione. Se non si sceglie adeguatamente la frequenza di campionamento diventa difficile ricostruire il segnale originario.
- La *quantizzazione* corrisponde alla discretizzazione dell'asse delle ampiezze. In particolare i valori delle ampiezze che il segnale assume sono raggruppati in un determinato numero di insieme chiamati intervalli di quantizzazione (Δ). Ad ogni

Δ è associato un livello di quantizzazione. L'ampiezza di un singolo livello è chiamata passo di quantizzazione.

- La *codifica* permette di codificare in una stessa stringa di bit tutti i valori di un certo livello di un convertitore. In genere il numero di livelli di un convertitore (M) è una potenza di 2.

Il carico percepito

La prestazione fisica dipende da complesse interazioni percettive, cognitive, fisiologiche e metaboliche^[42] che evidenziano l'esigenza di strumenti di valutazione funzionale che comprendano tali ambiti. Le scale psicometriche di valutazione dello sforzo percepito sono state sviluppate a questo scopo e sono costituite da una serie di indicatori (immagini, frasi, ecc.) ai quali corrispondono dei valori numerici che rappresentano appunto lo sforzo percepito dal soggetto durante un'attività fisica.

L'utilizzo delle scale di percezione dello sforzo si basa su solide relazioni tra intensità di esercizio e numerosi fattori fisiologici. È stato infatti dimostrato che la percezione dello sforzo è ben correlata con l'intensità dello sforzo, in termini di consumo di ossigeno, frequenza cardiaca, lattato ematico, ecc.^[43-45] e con la durata dell'attività fisica^[46], e che rappresenta un metodo valido per quantificare l'intensità dell'esercizio aerobico e contro resistenza^[47]. Inoltre, è stato dimostrato che la percezione dello sforzo riflette adeguatamente le risposte fisiologiche al cambiamento di numerosi parametri, quali lo stato di salute del soggetto^[48], le variazioni della temperatura ambientale^[49] della pressione parziale di ossigeno^[50] e delle caratteristiche del fluido in cui il soggetto si muove^[51], e addirittura l'introduzione di principi attivi con le bevande, come per esempio la caffeina^[52]. Oltre che da fattori fisiologici legati direttamente allo sforzo fisico, la percezione dello sforzo è influenzata anche da fattori psicologici, come la cognizione, la memoria, l'esperienza pregressa e la comprensione del compito, e da fattori situazionali, come la conoscenza del termine del compito, la sua durata e le sue caratteristiche temporali^[53, 54].

Le scale di percezione dello sforzo sono state ideate e vengono comunemente utilizzate per quantificare lo sforzo percepito durante o dopo l'effettuazione di un esercizio di tipo aerobico o contro resistenza. Tra le molte scale psicometriche utilizzate in ambito motorio, le scale di percezioni dello sforzo più utilizzate sono quelle di Borg^[42] e le scale OMNI^[55, 56].

Le scale RPE

Il termine RPE è l'acronimo in lingua inglese dei termini "Rate of Perceived Exertion" e viene comunemente utilizzato anche nelle altre lingue, compreso l'italiano.

Esistono 3 principali scale RPE ideate e validate da Borg e dai suoi collaboratori nel corso degli anni: l'originale scala 6-20; la scala CR-10, e la scala CR-100, la cui validità e affidabilità è stata dimostrata in letteratura.

La scala 6-20 di Borg è un valido strumento per la valutazione individuale dello sforzo durante gli esercizi oppure per la prescrizione ottimale dell'intensità dell'allenamento^[2, 57]. I 15 punti (da 6 a 20) della scala corrispondono a 9 espressioni verbali che iniziano da "nessuno sforzo", che rappresenta la completa assenza di percezione di fatica (come quando il soggetto sta seduto) e terminano con la dicitura "massimo sforzo", che rappresenta la massima fatica che un soggetto può percepire durante l'esecuzione di un esercizio o di un'attività. La scala 6-20 è stata sviluppata sulla base della linearità tra lo sforzo percepito e il carico allenante durante l'esercizio di cicloergometro^[58] ed è quindi maggiormente utilizzata nell'esercizio aerobico. Dal momento che l'aumento della percezione dello sforzo durante esercizio incrementale corrispondeva ad un aumento lineare della frequenza cardiaca (e parallelamente del consumo di ossigeno) è stato scelto di utilizzare il range di valori da 6 a 20 per permettere di utilizzare la risposta del soggetto per stimare la sua frequenza cardiaca di lavoro semplicemente aggiungendo uno zero alla valutazione numerica ricevuta.

Le scale CR-10 e CR-100 hanno invece proprietà esponenziali (non lineari come la 6-20) e sono state originariamente usate per valutare le risposte fisiologiche a sforzi specifici, come ad esempio la ventilazione polmonare, o il lattato ematico e muscolare, che incrementano in funzione del carico di lavoro^[59]. L'utilizzo di tali scale è oggi in grande aumento nell'ambito dell'esercizio contro resistenza. Il termine CR è l'acronimo in lingua inglese dei termini "Category Ratio" e viene anch'esso comunemente utilizzato anche in altre lingue.

Tutte le scale di Borg sono costituite da delle espressioni verbali che corrispondono ad una scala numerica che viene utilizzata per identificare lo sforzo

percepito. Più recentemente sono state introdotte delle scale di percezione dello sforzo denominate scale OMNI (abbreviazione di OMNIBUS) che sono sostanzialmente sovrapponibili alla scala di Borg CR-10, con l'aggiunta di immagini che chiarificano e rendono più leggibile già con un rapido colpo d'occhio le relative espressioni verbali. Tali riferimenti visivi si sono dimostrati significativamente utili nel definire con accuratezza lo sforzo percepito dal soggetto durante un'attività fisica^[55, 56]. Per via della componente visiva, sono state costruite e validate differenti scale OMNI a seconda della tipologia di attività fisica praticata: cammino o corsa^[60], pedalata^[56], ed esercizio contro resistenza^[55, 61-63].

Entità del carico e sforzo percepito

La percezione dello sforzo durante un esercizio contro resistenza è influenzata da diversi fattori, compresa l'attivazione muscolare e i segnali afferenti dagli organi tendinei del golgi, dai fusi neuromuscolari e dai meccanocettori^[64-66]. Ormai è noto che le scale di Borg sono un metodo efficace per la quantificazione dell'intensità di un esercizio contro resistenza^[35, 67]. Ad esempio la classica scala 6-20 di Borg è stata utilizzata in uno studio per dimostrare l'efficacia della predizione di 1-RM utilizzando il valore RPE derivante da tre carichi submassimali. In questo studio, dopo l'identificazione del carico massimale, i soggetti hanno eseguito delle serie in modo randomizzato e con gli occhi bendati con i carichi pari al 20%, al 40% e al 60% di 1-RM ed è stato chiesto il valore RPE al completamento di ogni serie. I risultati non hanno evidenziato differenze significative tra l'1-RM predetto dalla scala 6-20 e la misura diretta di 1-RM, dimostrando che gli indici dello sforzo percepito possono essere usati per la stima di 1-RM^[68].

I risultati di diversi studi mostrano anche che l'esecuzione di un numero basso di ripetizioni con i carichi elevati comporta una percezione di fatica maggiore rispetto a quella con un alto numero delle ripetizioni con i carichi bassi (a parità di volume di lavoro), suggerendo che il fattore determinante per la percezione dello sforzo in un esercizio contro resistenza sia il carico piuttosto che altri^[67, 69, 70]. Parlando nello specifico dell'influenza del carico sulla percezione dello sforzo, in letteratura

troviamo dei dati contrastanti riguardo i valori registrati per diversi carichi submassimali. Per esempio, per carichi pari al 60% e al 90% di 1-RM con ripetizioni fino ad esaurimento, sono stati rilevati valori medi, rispettivamente, di 7,2 e 6,8^[71], e di 8,1 e 6,8^[72], il che dimostra che all'aumentare del carico, la percezione dello sforzo risulta maggiormente sovrapponibile. Per questo si potrebbe dedurre che la scala CR-10, nonostante sia adattabile al variare del carico, non lo è per le ripetizioni fino all'esaurimento e che ci sia la necessità di integrare altre tipologie di scale come la scala di ripetizioni stimate all'esaurimento^[73]. Un altro aspetto dell'utilizzo delle scale CR-10 è presentato da Lagally e coll.^[70] che ha esaminato la RPE durante l'esercizio per bicipiti differenziando tra muscoli attivi e RPE globale. In questo studio ogni soggetto ha eseguito tre serie con tre carichi (30, 60 e 90% di 1-RM per, rispettivamente, 12, 6 e 4 ripetizioni) mantenendo il volume di lavoro costante in tutte le serie. Sia la RPE per i muscoli attivi e la RPE globale che sono incrementati all'aumentare l'intensità, il che è in linea con altri studi precedenti^[74], ma i valori della RPE per i soli muscoli attivi sembravano essere più alti rispetto a quelli della RPE globale.

L'utilizzo delle scale psicometriche è stato testato anche negli esercizi a serie multiple per verificare i cambiamenti della RPE progredendo tra le serie. È stato dimostrato che nelle serie con intensità media e alta per mantenere lo stesso valore di RPE è necessaria una graduale riduzione del carico^[55, 75, 76]. Uno studio simile è stato fatto confrontando l'effetto di vari carichi (50% e 70% di 1-RM) in differenti esercizi (mono e multiarticolari, incluso l'esercizio di "panca") con tre serie da 12, 9 e 6 ripetizioni. Dopo ogni ripetizione è stato registrato il valore di RPE che è risultato maggiore per le ripetizioni con carico pari al 70% di 1-RM rispetto a quelle con carico del 50% di 1-RM. È stata anche osservata una differenza significativa tra la prima e la sesta ripetizione di ogni esercizio e i valori di RPE sono aumentati tra tutte le serie del carico di 70% mentre questo aumento non è stato verificato tra le serie del carico di 50% di 1-RM.

Scala OMNI-RES ed entità del carico

Come già detto precedentemente, la percezione dello sforzo in un esercizio contro resistenza è diventata uno strumento importante in ambito del fitness, sport, e in ambito clinico e riabilitativo^[55].

Le scale OMNI come è stato accennato, sono una evoluzione delle scale CR-10 e possono essere utilizzate nell'esercizio contro resistenza. Per comodità, le scale OMNI corredate di immagini relative all'esercizio contro resistenza vengono identificate come scale OMNI-RES. Possono essere utilizzate sia con soggetti di entrambi i sessi e possono anche restringere il loro ambito di indagine alla sola parte superiore o inferiore del corpo, oppure ai soli muscoli attivi.

Le istruzioni suggerite per da Gearhert e coll.^[77] per ottenere valori attendibili di percezione dello sforzo grazie alla scala OMNI-RES sono le seguenti:

- Selezionare l'esercizio da fare e spiegare la corretta tecnica esecutiva al soggetto;
- Determinare un numero di ripetizioni per ogni serie;
- Istruire il soggetto a valutare mentalmente il RPE-AM durante la fase concentrica dell'esercizio. Il soggetto poi dovrà rispondere durante la fase eccentrica di quel esercizio;
- La RPE per i muscoli attivi è normalmente misurata a metà e la fine delle ripetizioni in ogni serie;
- Durante l'ultima ripetizione e immediatamente dopo aver registrato il valore di RPE per i muscoli attivi, si chiede al soggetto di valutare anche la RPE globale;
- Ricordare al soggetto di riflettere sulla propria sensazione di fatica prima di esprimere il valore del RPE;
- Assicurare che la scala del RPE sia ben visibile dal soggetto durante tutto il tempo.

L'esercizio di "panca piana"

L'esercizio di "distensione delle braccia con bilanciere su panca", che in gergo viene comunemente identificato con il termine "panca piana" (o semplicemente "panca") è uno degli esercizi più popolari tra quelli con i pesi liberi nell'ambito dell'allenamento contro resistenza. È un esercizio multiarticolare a catena cinetica chiusa che coinvolge principalmente il grande pettorale, il tricipite e il deltoide anteriore^[78]. La tecnica esecutiva, secondo le linee guida più recenti^[5] è la seguente:

- Il soggetto si posiziona sulla panca in posizione supina con i piedi appoggiati per terra, le scapole addotte e il petto in fuori;
- Il bilanciere viene afferrato con presa prona leggermente più larga della larghezza delle spalle, partendo con il palmo della mano dietro la sbarra e ruotando le mani e posizionarle sotto la sbarra;
- Il bilanciere viene sollevato e posizionato direttamente sopra il petto con i gomiti completamente distesi;
- Il bilanciere scende con movimento controllato fino a toccare la parte bassa del petto vicino ai capezzoli e poi sale con traiettoria curvilinea fino alla completa distensione dei gomiti e il corpo rimane appoggiato sulla panca.

L'esercizio della panca piana, come gli altri esercizi contro resistenza, è caratterizzato dagli stessi parametri esecutivi, come intensità, velocità esecutiva e altri parametri come il tempo di recupero, il numero di ripetizioni, ecc. Ci sono inoltre delle variabili esecutive che sono piuttosto specifiche per la panca piana e influenzano la prestazione durante l'esecuzione del gesto, come ad esempio la larghezza della presa delle mani, la posizione biomeccanica del corpo o del bilanciere durante l'esercizio, e alcune misure antropometriche (ad esempio la lunghezza dell'avambraccio). Una modifica di ognuno di questi parametri potrebbe influenzare gli altri e di conseguenza la prestazione e l'esecuzione del gesto tecnico. Per esempio, è stato dimostrato che una velocità di esecuzione più alta per il medesimo carico comporta un maggior numero delle ripetizioni^[29] oppure, che una presa più larga o stretta delle mani che influenza il coinvolgimento dei muscoli interessati^[79-82] (infatti gli atleti con più esperienza utilizzano una presa più larga

rispetto a quelli meno esperti per sfruttare la traiettoria del bilanciere e ridurre il momento di forza sulle spalle^[83]).

Un altro parametro da considerare nell'esecuzione dell'esercizio della panca è individuare la "sticking region" che è una porzione della fase concentrica dell'esercizio in cui, per via di una minor forza applicabile da parte del soggetto al bilanciere, il fallimento del gesto si verifica con maggiore probabilità^[84]. Lo spostamento orizzontale del bilanciere è caratteristico in questa regione e viene di solito adottato per diminuire il momento di forza sulle spalle^[85]. Tuttavia, ogni individuo sfrutta le sue caratteristiche soggettive al fine di ottimizzare la sua prestazione durante l'esercizio.

Carico effettivo e biomeccanica dell'esercizio di panca piana

Nella panca piana molte sono le variabili che possono influire sul carico effettivo dell'esercizio. L'influenza di queste numerose variabili è stata spesso indagata per mezzo della valutazione dell'attività elettromiografica dei muscoli agonisti primari dell'esercizio di panca effettuato in differenti condizioni: con carichi dinamici (elastico) o statici (dischi)^[86, 87], con il corpo del soggetto in posizione stabile (panca) o instabile (palla svizzera)^[88-91], con differenti diametri del bilanciere sia nelle contrazioni isometriche^[92] che quelle isotoniche^[93], e con differenti ampiezze di impugnatura delle mani^[79-82]. A questo proposito è stato dimostrato che la larghezza della presa non influenza significativamente l'attività elettromiografica del grande pettorale, ma una presa più stretta aumenta la contribuzione del tricipite nella fase concentrica nell'esercizio di panca piana^[82]. Per questa ragione le linee guida di NSCA consigliano che i soggetti esperti devono impugnare il bilanciere con le mani leggermente più larghe della larghezza delle spalle^[32].

L'attività elettromiografica dei muscoli agonisti primari nella panca piana è condizionata anche dalla fatica, dalla velocità di sollevamento, e dalla stabilità del tronco. Recentemente Van der Tiller e coll.^[94] hanno dimostrato che all'aumentare la fatica muscolare, aumenta anche l'attività elettromiografica. Dato che la fatica determina un aumento delle perturbazioni della normale traiettoria del bilanciere

durante le ripetizioni^[95], i movimenti del bilanciere potrebbero influenzare l'attivazione elettromiografica nei muscoli primari durante l'esercizio della panca piana. Sakamoto e Sinclair^[96] hanno dimostrato che si riduce l'attività sEMG dei muscoli principali durante la fase finale della contrazione concentrica eseguita ad alta velocità. Dato che una alta velocità esecutiva diminuisce i movimenti oscillatori (perturbazioni) del bilanciere nell'esercizio della panca piana, la riduzione dell'attività elettromiografica ad elevate velocità sembra essere supportata. Saeterbaken e coll.^[97] hanno dimostrato che su una superficie instabile come la palla svizzera, l'attività sEMG del grande pettorale e del tricipite è maggiore rispetto all'effettuazione della panca su una superficie stabile. Anche in questo caso, è plausibile che su una superficie stabile le oscillazioni e le perturbazioni del bilanciere si riducono e questo comporta una riduzione dell'attività sEMG in condizioni di maggiore stabilità del soggetto.

Considerando gli studi prima citati l'attività sEMG dei muscoli principali nella panca piana è influenzata dai diversi fattori, inclusi i movimenti oscillatori del bilanciere. Quest'ultimo potrebbe giocare un ruolo importante durante le ripetizioni sulla panca fatte con una velocità regolare.

In aggiunta ai fattori sopra citati, anche il posizionamento dei dischi sul bilanciere è potenzialmente un altro fattore importante da indagare perché può influenzare l'esecuzione dell'esercizio della panca e la sua cinematica del movimento, anche in associazione agli altri fattori. In effetti, i soggetti con grande esperienza nell'allenamento contro resistenza preferiscono usare dischi specifici di una marca piuttosto che altri, proprio perché si sentono maggiormente a proprio agio in questo modo. Probabilmente questo è dovuto alle dimensioni dei dischi che, non essendo standardizzate, determinano una differente distribuzione del carico sul bilanciere anche a parità di carico totale, con possibili influenze sulle eventuali perturbazioni della traiettoria del bilanciere. Per lo stesso motivo, alcuni soggetti preferiscono usare dei dischi più piccoli per un dato carico anziché i dischi più grandi. Per lo stesso carico assoluto, le differenti dimensioni dei dischi e il loro numero influenzano il momento di forza a causa delle differenti distanze che si

realizzano tra il centro di gravità del complesso dei dischi ed ognuna delle mani del soggetto. Sembra quindi plausibile che un differente posizionamento di uno stesso carico sul bilanciere possa avere un effetto sulla stabilità dell'esecuzione dell'esercizio di panca piana e, di conseguenza, sull'attivazione elettrica dei muscoli agonisti principali dell'esercizio. Ad oggi, nessuno studio ha valutato tramite elettromiografia questa possibilità, ed è plausibile che, da un punto di vista fisico, un differente posizionamento del carico determini effetti sovrapponibili al cambiamento dei pesi dei dischi che concorrono a costituire lo stesso carico, o al cambiamento del loro ordine sul bilanciere. Questo perché tali modifiche influiscono sostanzialmente sul braccio di leva e quando il soggetto cerca di ridurre o recuperare la traiettoria ideale dopo le normali oscillazioni subite dal bilanciere durante l'esercizio, differenze del braccio di leva potrebbero indurre differenze significative di attivazione elettrica dei muscoli agonisti principali.

Carico percepito e modalità esecutive dell'esercizio di panca piana

Per quanto riguarda il carico percepito di un esercizio contro resistenza, incluso quindi l'esercizio di panca piana, in relazione alle modalità esecutive con cui esso viene effettuato, in letteratura pochi studi hanno indagato l'effetto della velocità esecutiva sulla RPE a parità di carico (quindi controllando la potenza). Uno dei primi lavori pubblicati è stato condotto da Row e coll.^[98], i quali, utilizzando carichi dal 50% al 150% del peso corporeo ed effettuando ripetizioni alla massima velocità nell'esercizio di pressa per le gambe, hanno dimostrato che tramite la RPE di fine serie è possibile stimare accuratamente 1-RM nelle ripetizioni alla massima potenza (con questa equazione: $1\text{-RM} = \text{RPE} \times 6,423 - 16,515$) e che tale stima differisce da quella ottenuta con le classiche tabelle che tengono in considerazione ripetizioni effettuate a velocità standard (ovvero fluente e controllata).

Per quanto riguarda l'esercizio della panca piana, sono pochissimi lavori che abbiano studiato la correlazione tra la potenza e la percezione dello sforzo. Ad esempio, Naclerio e coll.^[63] a seguito di uno studio che prevedeva l'effettuazione di ripetizioni alla massima velocità concentrica fino all'esaurimento con 7 carichi

differenti ($\geq 30-40\%$, $\geq 40-50\%$, $\geq 50-60\%$, $\geq 50-60\%$, $\geq 60-70\%$, $\geq 70-80\%$, $\geq 80-90\%$, $\geq 90\%$ di 1-RM) e l'identificazione della RPE (CR-10) dopo ogni ripetizione, hanno dimostrato che si può rivelare un calo del 10% della potenza esecutiva quando la RPE supera il range 1-3, 1-5, 6-7, 6-8, o corrisponde a 10, per carichi pari a, rispettivamente, fino al 60%, tra il 60% e l'80%, tra il 70% e l'80%, superiori all'80%, e superiori al 90% di 1-RM.

Il lavoro più recente che ha verificato più direttamente la correlazione tra la potenza espressa e la percezione dello sforzo nello specifico esercizio della panca è stato condotto da Bautista e collaboratori^[99]. In questo studio, dopo un'adeguata familiarizzazione all'utilizzo della scala OMNI-RES secondo la procedura citata da Robertson^[55], i partecipanti sono stati sottoposti a differenti carichi incrementali per l'esercizio della panca, da effettuarsi con il controllo della velocità esecutiva. L'incremento del carico previsto era di 10 Kg per le serie in cui la velocità esecutiva della fase concentrica risultava maggiore di $0.5 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$, e di 5 chili per le serie in cui la velocità esecutiva era inferiore a $0.5 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$ ed è stato continuato fino al carico massimale. L'esecuzione degli esercizi è stata fatta, sotto il controllo dello sperimentatore, sempre con una velocità di discesa di due secondi ed un secondo di pausa vicino al petto (per evitare l'effetto del rimbalzo del bilanciere sul petto). Dai risultati è emersa una significativa correlazione positiva tra potenza espressa e percezione dello sforzo.

Vista l'esiguità degli studi al riguardo presenti in letteratura, non è ancora chiaro come la velocità esecutiva, e quindi la potenza espressa con un determinato carico, possa influenzare la percezione dello sforzo, in particolare quando associata ad altre condizioni esecutive.

Scopo dello studio

L'obiettivo di questo progetto di ricerca è stato quello di valutare gli effetti di diversi fattori che possono concorrere all'effettuazione dell'esercizio contro resistenza di panca piana, da un punto di vista sia fisiologico che psicometrico, al fine di ottenere un quadro più completo delle variabili che possono influire sull'attivazione elettrica e sulla percezione dello sforzo in questo esercizio di base per il miglioramento del fitness muscoloscheletrico.

Il primo studio ha come obiettivo rispondere ad una domanda che spesso affligge coloro che si sottopongono ad allenamenti di forza, cioè se utilizzare dischi più o meno pesanti per raggiungere un medesimo carico può influenzare la corretta esecuzione dell'esercizio di panca piana. Lo studio mira quindi a verificare se l'attivazione elettrica dei muscoli agonisti primari dell'esercizio di panca viene significativamente influenzata dal differente posizionamento sul bilanciere di uno stesso carico. Tale valutazione sarà accompagnata dall'indagine di eventuali interazioni determinata dall'utilizzo di differenti carichi e differenti velocità esecutive.

Il secondo studio ha come obiettivo verificare se la percezione dello sforzo durante un esercizio di panca piana è influenzata dalla velocità esecutiva. Tale influenza sarà valutata tenendo in considerazione il sopraggiungimento della fatica durante ciascuna serie e il potenziale effetto derivante della variazione dei carichi utilizzati e del loro posizionamento sul bilanciere.

Materiali e metodi

Questa sezione è comune ad entrambi gli studi del progetto tranne quando esplicitamente specificato.

Soggetti

Sono stati reclutati 11 soggetti maschi adulti (età $23,3 \pm 1,8$ anni; peso $79,5 \pm 7,49$ kg; altezza $182,1 \pm 7,5$ cm; massa grassa $13,09 \pm 3,99\%$) con almeno 2 anni di esperienza nell'ambito dell'allenamento contro resistenza e con una buona padronanza dell'esercizio di panca piana. Un altro criterio della selezione dei soggetti è stata l'assenza di ogni tipologia pregressa di infortuni negli arti superiori^[100]. Inoltre, ogni individuo doveva mantenere una dieta normale senza nessuna restrizione calorica e senza l'assunzione di sostanze che avrebbero potuto modificare il risultato e la percezione dello sforzo (come la creatina ad esempio).

Prima dell'inizio dello studio i soggetti sono stati sottoposti a visita medica con prova da sforzo, al fine di avere gli accertamenti per eseguire le prove massimali. In seguito, ogni partecipante allo studio ha letto e firmato il consenso informato in cui sono stati indicati gli obiettivi del progetto di ricerca, gli eventuali rischi e la procedura di come si sarebbe svolto.

Disegno sperimentale

Complessivamente, ogni individuo ha partecipato a 6 sessioni di familiarizzazione seguite da 1 sessione pre-sperimentale e infine da 6 sessioni sperimentali, per un totale di 13 visite in laboratorio. L'ambiente di effettuazione delle sessioni, la temperatura, e l'orario in cui ogni soggetto effettuava le prove sono stati mantenuti costanti.

Nelle sedute di familiarizzazione i soggetti venivano istruiti sulla corretta esecuzione dell'esercizio di panca piana a velocità preimpostata e sulla corretta utilizzazione della scala OMNI-RES. La tecnica esecutiva della panca e la relativa assistenza sono

state standardizzate seguendo le indicazioni della National Strength and Conditioning Association (NSCA)^[32]. In pratica, la familiarizzazione consisteva nell'esecuzione dell'esercizio di panca piana con diverse percentuali del carico massimale ipotizzato seguendo un ritmo esecutivo della fase concentrica e della fase eccentrica di ogni ripetizione dettato da un metronomo. Le cadenze del metronomo scelte (arbitrariamente) per la familiarizzazione erano di 40, 70, e 100 bpm. Ai soggetti veniva richiesto di attribuire una RPE, utilizzando la scala OMNI-RES, al completamento della fase concentrica di ogni ripetizione di ciascuna serie.

Nella sessione pre-sperimentale, i soggetti sono stati sottoposti a varie misurazioni antropometriche, alla stima della composizione corporea, e alle misure dedicate al posizionamento corretto degli elettrodi per l'analisi sEMG (vedi paragrafo specifico). Le 6 sessioni sperimentali erano separate da 1 settimana di riposo durante la quale ai soggetti era chiesto di non allenare i gruppi muscolari interessati nell'esercizio di panca piana. In queste sessioni sono state valutate le risposte sEMG e la RPE in tutte le 18 combinazioni di carichi (basso, medio, alto), potenze (bassa, media, alta), e posizionamenti del carico (larga, stretta) oggetto degli studi. In ogni sessione sperimentale i soggetti venivano sottoposti alle seguenti procedure e analisi, secondo l'ordine qui indicato.

Posizionamento degli elettrodi. La pelle del soggetto veniva segnata in base alle indicazioni derivanti dai lucidi preparati nella sessione pre-sperimentale. In corrispondenza dei segni la pelle veniva prima rasata e poi abrasa con carta vetrata fine. Successivamente la pelle veniva pulita con alcool e, una volta asciutta, venivano posizionati gli elettrodi e ulteriormente assicurati alla pelle con nastro adesivo.

Riscaldamento generale. Con gli elettrodi posizionati il soggetto effettuava un riscaldamento generale di 15 minuti al cicloergometro al 60% circa della frequenza cardiaca massima teorica^[101].

Rilevazione elettromiografica basale. Una volta connessi gli elettrodi ai cavi di rilevazione dell'elettromiografo, il soggetto veniva fatto stendere sulla panca piana con le braccia rilassate e i gomiti in appoggio all'altezza del corpo. Dopo 1 minuto in

questa posizione, al soggetto veniva chiesto di astenersi dal contrarre i muscoli delle braccia e del tronco mentre veniva effettuata una registrazione di 20 secondi dell'attività sEMG basale dei 4 muscoli agonisti primari della panca.

Riscaldamento specifico. Il soggetto effettuava 1 serie da circa 20 ripetizioni sulla panca piana con il bilanciere scarico, seguita da 1 serie da 8 ripetizioni con un carico pari a circa il 50% del suo 1-RM teorico, e infine 1 serie da 4 ripetizioni con un carico pari a circa il 70% del suo 1-RM teorico (il recupero tra le serie era di non più di 2 minuti)^[32].

Test di massima contrazione volontaria. L'attività sEMG veniva registrata durante una massima contrazione volontaria (MVC) di tipo isometrico effettuata al multipower con il bilanciere bloccato nella posizione identificata nella sessione pre-sperimentale. La prova era "all-out", quindi al soggetto veniva chiesto di spingere fin dall'inizio della prova al massimo delle sue possibilità e di mantenere la massima contrazione fino ad ulteriore indicazione dello sperimentatore. La prova veniva interrotta quando, all'ispezione visiva del tracciato dinamografico, la forza espressa assumeva un trend calante preceduto da un picco iniziale.

Test per l'identificazione del carico massimo. Dopo un recupero completo di circa 5 minuti, il soggetto effettuava le prove per l'identificazione del proprio 1-RM alla panca piana seguendo le indicazioni contenute nelle linee guida della NSCA^[32]. In breve, si procedeva per prove ed errori, basandosi anche sulle indicazioni fornite dal soggetto e sull'esperienza accumulata nelle sedute di familiarizzazione, all'identificazione diretta di 1-RM entro 3 prove, con recuperi di almeno 5 minuti. Il posizionamento del carico (largo o stretto) sul bilanciere avveniva in maniera randomizzata bilanciata, e il risultato della randomizzazione veniva utilizzato per tutte le prove successive della stessa sessione. Il soggetto impugnava il bilanciere e si posizionava sulla panca in base alle misurazioni effettuate nella sessione pre-sperimentale. La posizione larga o stretta del carico e i dischi da utilizzare (sulla base di quelli disponibili e delle relative dimensioni) per raggiungere il carico necessario per la prova veniva identificata come indicato nell'apposito paragrafo (vedi oltre).

Grande cura è stata posta nel posizionamento e ri-posizionamento del carico, al millimetro, prima di ogni prova.

Test per l'identificazione della potenza massima. Dopo un recupero completo di almeno 8 minuti^[102], veniva effettuata 1 serie da 3 ripetizioni alla massima velocità possibile con il 50%, il 70% e il 90% del 1-RM identificato nella fase precedente. Queste percentuali di 1-RM sono state scelte in rappresentanza delle percentuali solitamente utilizzate nell'allenamento per il miglioramento, rispettivamente, della resistenza, dell'ipertrofia, e della forza massima^[100, 103]. Il recupero tra le serie era di minimo 5 minuti, in modo tale che il soggetto potesse esprimere la potenza massima in ogni prova. La potenza di ciascuna ripetizione veniva poi calcolata rapportando il carico utilizzato alla velocità esecutiva della fase concentrica e la potenza massima (Pmax) per ciascuno dei 3 carichi è stata identificata come la più alta potenza calcolata nelle 3 ripetizioni effettuate con un determinato carico. Il posizionamento del carico sul bilanciere avveniva secondo l'esito della randomizzazione bilanciata della fase precedente e il posizionamento del soggetto sulla panca in base alle misurazioni effettuate nella sessione pre-sperimentale.

Prove a velocità controllata. Dopo almeno 10 minuti di recupero completo, i soggetti si sottoponevano a 3 serie all'esaurimento, rispettivamente al 50%, al 65% e all'80% della Pmax identificata nella fase precedente. La scelta di queste percentuali della Pmax è stata fatta in modo arbitrario, ma tenendo in considerazione che tutti i partecipanti dovevano riuscire ad effettuare alcune ripetizioni all'esaurimento anche con la potenza più elevata e che potenze troppo basse avrebbero consentito un numero troppo elevato di ripetizioni, quindi determinato troppo affaticamento muscolare. La scelta della percentuale della Pmax avveniva in modo randomizzato bilanciato, mentre l'ordine delle serie era predefinito e corrispondeva, sempre, prima al 90%, poi al 70% e infine al 50% di 1-RM. La scelta di non randomizzare l'ordine dei carichi per ogni percentuale di Pmax è stata dettata dal fatto che, con l'abbassamento della percentuale di 1-RM, il numero delle ripetizioni all'esaurimento aumenta progressivamente e quindi l'effettuazione delle prove con un carico basso all'inizio avrebbe potuto contribuire

troppo all'affaticamento muscolare e influenzare il numero di ripetizioni all'esaurimento nelle serie successive. Il posizionamento del carico sul bilanciere e la posizione del soggetto sulla panca erano gli stessi della fase precedente. La velocità esecutiva veniva controllata tramite metronomo impostato ad un valore di bpm doppio (in modo da udire una battuta sia dopo la fase concentrica che dopo quella eccentrica di ogni ripetizione) rispetto alla velocità che, con il carico utilizzato, determinava la percentuale di Pmax esito della randomizzazione. Il tempo di recupero tra le serie era di almeno 10 minuti. Il segnale sEMG è stato registrato per tutte le prove e utilizzato per l'analisi dei dati. Il valore di RPE è stato chiesto per ogni ripetizione a partire dalla ripetizione alla quale sopraggiungeva la fatica muscolare. Il sopraggiungimento della fatica muscolare durante la serie è stato identificato, secondo quanto indicato dall'ACSM^[2], come il momento in cui durante la fase concentrica di una ripetizione si verifica una riduzione involontaria della velocità esecutiva. In pratica, lo sperimentatore che controllava l'aderenza dell'esecuzione delle ripetizioni alla velocità dettata dal metronomo, iniziava a chiedere al soggetto il valore della scala OMNI-RES corrispondente allo sforzo da lui percepito a partire da quando la velocità esecutiva si riduceva rispetto a quella preimpostata e continuava a chiederlo per ogni ripetizione successiva, fino all'esaurimento.

Antropometria e composizione corporea

Sono state effettuate le misure antropometriche di peso (in Kg), altezza (in metri), e distanza biacromiale (in cm) e la valutazione della composizione corporea tramite bioimpedenziometria (BIA 101, Akern, Lucca, Italia; espressa in percentuale di massa grassa e massa libera dal grasso), ed è stato calcolato il BMI (kg/m^2).

Inoltre, ai fini dell'effettuazione delle sessioni sperimentali, sono state anche misurate la massima distanza tra il centro del bilanciere e il petto (in cm), la distanza tra le mani (in cm) con l'impugnatura standard, e la larghezza di ognuna delle due mani (in cm).

Il corretto posizionamento degli elettrodi sEMG sul grande pettorale e sul capo lungo del tricipite brachiale (di entrambi gli emisomi) è stato individuato per ogni soggetto come indicato in Barbero e coll.^[104] In breve, sono stati individuati dei punti di repere anatomici ed è stata segnata la pelle in corrispondenza dei punti nei quali, in base ai riferimenti anatomici e seguendo le indicazioni di cui sopra, la probabilità di un loro posizionamento in corrispondenza o in vicinanza della placca neuromuscolare era pressoché trascurabile. Tali punti – 2 per ognuno dei 4 muscoli, con una distanza inter-elettrodo di 20 mm – sono stati segnati su dei lucidi (fogli trasparenti) appoggiati sopra la superficie della pelle. Unitamente al posizionamento esatto degli elettrodi, su ogni lucido è stata anche segnata ogni imperfezione della pelle, ogni neo, ogni cicatrice, ecc. che permetteva di “mappare” la zona al fine di poter ri-posizionare gli elettrodi, in tutte le sessioni sperimentali successive, esattamente nello stesso punto.

Inoltre, la sessione pre-sperimentale è stata utilizzata anche per rilevare e calcolare dei parametri che sono stati utilizzati nelle sessioni sperimentali successive, come di seguito indicato (vedi più avanti per la descrizione delle prove): l’impugnatura del bilanciere è stata identificata come 1,5 volte la distanza bi-acromiale, come suggerito da Lehman^[82]; il posizionamento del soggetto al multipower per la prova massimale isometrica è stato identificato misurando la distanza tra lo sterno del soggetto, disteso supino su una panca, e il bilanciere soprastante, mantenendo un angolo al gomito di 90° e il bilanciere impugnato come sopra descritto; il posizionamento preferenziale dei soggetti sulla panca piana per le prove massimali e per le prove a velocità controllata è stato registrato come distanza dal bordo esterno del lato corto della panca in corrispondenza della testa, fino al meato acustico esterno.

Posizionamento del carico sul bilanciere

Le distanze tra i dischi caricati alle due estremità del bilanciere, al fine di realizzare un posizionamento “largo” o “stretto” del carico, sono state scelte sostanzialmente

sulla base del bilanciere utilizzato e delle dimensioni dei dischi disponibili (vedi Tabella 3), ma tenendo anche in considerazione le variabili antropometriche del campione reclutato.

Tabella 3. Caratteristiche fisiche del bilanciere e dei dischi utilizzati nello studio.

	Peso (kg)	Lunghezza (mm)	Spessore (mm)
Bilanciere	12	2200	/
Disco 1	20	/	38
Disco 2	10	/	30
Disco 3	5	/	24
Disco 4	2,5	/	16
Disco 5	1,25	/	16

E' stato scelto un bilanciere di 220 cm di lunghezza, in quanto standard per le gare di sollevamento pesi, come indicato dalla International Weightlifting Federation (IWF)^[105], e in quanto comunemente utilizzato nelle palestre. Il criterio scelto per standardizzare e rendere comparabili i posizionamenti tra i differenti soggetti e dei differenti carichi è stato quello di utilizzare come 'riferimento per la distanza' il centro di massa dei dischi utilizzati per un dato carico e la posizione della mano, e come 'distanza di posizionamento' una percentuale della distanza bi-acromiale individuale. In questo modo, ogni parametro utilizzato era riferito al singolo soggetto e quindi identico per tutti i soggetti; in altre parole in questo modo è stato possibile uniformare il momento di forza gravante su ogni lato del bilanciere a seconda del carico usato e delle dimensioni antropometriche del singolo soggetto. Le due distanze di posizionamento del carico sono state scelte arbitrariamente: 275% e 325% della distanza bi-acromiale, rispettivamente per il posizionamento stretto e largo. La scelta delle due percentuali è stata fatta per prove ed errori in modo da massimizzare le distanze medie tra le due posizioni di uno stesso carico in base alla massima e alla minima distanza bi-acromiale misurata nei partecipanti

(ovviamente restando all'interno della lunghezza del bilanciere e partendo dalle misure del soggetto con l'impugnatura più larga).

Il centro di massa di una data composizione di dischi è stato calcolato mediante uno specifico algoritmo, implementato appositamente per lo studio, che assumeva una densità costante dei dischi e del bilanciere e che prevedeva di utilizzare sempre il minor numero di dischi possibili per raggiungere un determinato carico e il loro posizionamento medio-laterale sempre dal più grande al più piccolo (come indicato dalla IWF^[105]). Sulla base del carico scelto e dei dischi a disposizione, dell'impugnatura del soggetto, e del posizionamento scelto, l'algoritmo restituiva come output i dischi da utilizzare e la distanza necessaria per realizzare il posizionamento. Per motivi pratici, la distanza a cui posizionare un determinato carico è stata sempre misurata partendo dall'estremità esterna della mano, fino al margine mediale del disco più interno del pacco pesi di ogni lato. La procedura implementata nell'algoritmo prevedeva le seguenti fasi:

1. Calcolo di quali e quanti dischi erano necessari per ogni lato del bilanciere per ottenere il carico totale richiesto (il peso dei "collari" in plastica e delle "mollette" utilizzate per fermare i pesi è stato incluso nel computo totale del carico in quanto misure fisse e sempre presenti);
2. Calcolo della posizione del centro di massa del pacco pesi utilizzato per ogni lato e della distanza intercorrente tra tale posizione e il margine mediale del disco più vicino al centro del bilanciere;
3. Calcolo della distanza dal margine mediale del disco più vicino al centro del bilanciere fino al margine laterale della mano posizionata secondo l'impugnatura individualizzata, tale da eguagliare il momento di forza della posizione larga e stretta per quel carico;
4. Calcolo della differenza tra la distanza ottenuta al punto 3 e quella ottenuta al punto 2, alla quale veniva poi sommata la distanza tra il margine laterale della mano e il centro del bilanciere.

Strumentazione utilizzata, processamento ed analisi dei dati

Uno strumento di acquisizione multicanale (ApLab DAQ, ApLab, Roma, Italia) è stato utilizzato per registrare, in modo sincrono, i segnali derivanti da una cella di carico, da un encoder lineare, e da 4 sonde tripolari per elettrodi di sEMG (uno per ciascuno dei due muscoli motori primari della panca piana – pettorale e tricipite – di ciascun lato). La frequenza di acquisizione dei segnali è stata impostata a 2.000 Hz.

La prova massimale isometrica è stata effettuata con un multipower (Technogym, Cesena, Italia) modificato. La modifica consisteva nell'applicazione di una barra filettata di acciaio in grado di fissare il movimento del bilanciere verso l'alto all'altezza desiderata, rendendo quindi l'esercizio isometrico. La barra filettata era a sua volta interrotta nella sua lunghezza da una cella di carico collegata al sistema di acquisizione.

Le prove di 1-RM, di Pmax, e le prove a potenza costante sono state effettuate su una panca piana (Technogym, Cesena, Italia) con un bilanciere standard i cui ferma dischi esterni in plastica erano stati sganciati dal bilanciere e venivano utilizzati come una sorta di "carrello" – da fissare di volta in volta con le classiche mollette ferma disco – utile per il posizionamento personalizzato del carico nelle due condizioni testate. L'encoder lineare è stato utilizzato in tutte le prove suddette per misurare, in sincronia temporale con il segnale sEMG, l'ampiezza del movimento di sollevamento ed abbassamento del bilanciere e per ricavarne la velocità esecutiva (e la potenza). L'encoder è stato posizionato al di sopra del bilanciere, con il cavo legato alla zigrinatura centrale del bilanciere, per mezzo di un braccio metallico che ne permetteva lo spostamento antero-posteriore utile al suo posizionamento ottimale in base alla posizione di ciascun soggetto sulla panca. Anteriormente all'encoder è stata posizionata una scala OMNI-RES plastificata di dimensioni tali che il soggetto disteso e supino potesse facilmente consultarla mentre effettuava l'esercizio di panca piana. La velocità di esecuzione delle fasi eccentriche e concentriche delle prove a potenza controllata veniva regolata tramite un metronomo impostato in modo che ad ogni battuta corrispondesse il completamento di una fase, eccentrica o concentrica^[106] (le fasi isometriche non

erano permesse). I dischi utilizzati (Technogym, Cesena, Italia) venivano sempre posizionati in ordine decrescente^[105].

I singoli segnali della cella di carico sono stati filtrati con un filtro passa-basso di Butterworth (secondo ordine, correzione di fase). La frequenza di taglio è stata ottenuta, per ogni segnale, per mezzo della tecnica dell'analisi dei residui. In seguito la parte iniziale di ogni segnale (vale a dire quella in cui, pur essendo iniziata la registrazione, il soggetto non aveva ancora iniziato l'esercizio) è stata utilizzata come segnale minimo di base (cioè settato come zero).

Il segnale sEMG è stato pre-amplificato con un guadagno di 400 (il "common mode rejection rate" e l'impedenza d'ingresso erano rispettivamente 95 dB e 10 GΩ) e sincronizzato con le acquisizioni dell'encoder lineare e registrato su un PC con conversione A/D a 16 bit. I singoli segnali sEMG sono stati prima centrati (cioè è stato fatto in modo che la media dell'intero segnale corrispondesse a zero) e poi filtrati con un filtro passa banda di Butterworth (secondo ordine, correzione di fase) con frequenze di taglio standard (10-500 Hz)^[107]. Successivamente, ogni il segnale è stato rettificato (cioè reso per intero composto da soli valori positive) ed è stata ottenuta una "linear envelope" applicando un filtro passa basso Butterworth (secondo ordine, correzione di fase) con frequenza di taglio ottenuta con la tecnica dell'analisi dei residui^[107].

Per separare i segnali di base della cella di carico da quelli durante esercizio e per suddividere il segnale sEMG corrispondente alle singole fasi (concentrica ed eccentrica, identificate per mezzo dell'analisi del segnale derivante dall'encoder lineare) di ogni ripetizione sono stati costruiti due specifici algoritmi per il software Matlab (v. R2015b, Natick, MA, USA). L'algoritmo per il segnale sEMG è anche stato implementato con il metodo di interpolazione della trasformata di Fourier che permette di tempo-normalizzare il segnale a 101 punti (e quindi rendere possibile il confronto del segnale sEMG di ripetizioni con durate differenti), e con il metodo del trapezoide per il calcolo dell'area sotto la curva (AUC) del segnale tempo-normalizzato della sola fase concentrica. Per ogni condizione e per ogni muscolo indagato in ciascun soggetto, è stata calcolate la media delle AUC di ogni ripetizione

tempo-normalizzata effettuata, prendendo in considerazione sia la fase concentrica che quella eccentrica. Tali valori di AUC medi per ogni muscolo sono poi stati sommati per ottenere un parametro che indicasse, per ogni soggetto, l'entità dell'attivazione elettrica complessiva dei muscoli agonisti primari dell'esercizio di panca piana: tale valore è stato identificato come AUC totale (AUCt) ed utilizzato per le analisi statistiche relative allo studio riguardante le componenti fisiologiche del carico (Studio 1).

Il numero di ripetizioni effettuate alla comparsa della fatica è stato rapportato al numero di ripetizioni totali effettuate da ciascun soggetto per ognuna delle condizioni testate ed espresso in percentuale. In pratica è stata calcolata la percentuale di ripetizioni effettuate alla comparsa della fatica (%Rf) e tale valore, unitamente al valore di RPE alla comparsa della fatica (RPEf) per ciascuna condizione, sono stati utilizzati per le analisi statistiche relative allo studio riguardante le componenti psicologiche del carico (Studio 2).

Analisi statistica

Studio 1

L'effetto, sull'AUC totale, della posizione del carico sul bilanciere (larga e stretta), dell'entità del carico (50%, 65% e 80% di 1-RM) e della velocità di esecuzione della fase concentrica (50%, 70% e 90% della Pmax), è stato valutato con un'analisi della varianza (ANOVA) a 3 vie per misure ripetute. I confronti post-hoc sono stati effettuati, ove possibile, con test-t multipli con correzione di Bonferroni. Il livello di significatività è stato fissato a $p < 0,05$.

Studio 2

L'effetto, sulla percentuale di completamento della serie all'insorgenza della fatica (%Rf) e, separatamente, sulla RPE all'insorgenza della fatica (RPEf), della velocità di esecuzione della fase concentrica (50%, 70% e 90% della Pmax), dell'entità del

carico (50%, 65% e 80% di 1-RM), e della posizione del carico sul bilanciere (Larga, Stretta), è stato valutato con due ANOVA a 3 vie per misure ripetute separate. I confronti post-hoc sono stati effettuati, ove possibile, con test-t multipli con correzione di Bonferroni. Il livello di significatività è stato fissato a $p < 0,05$.

Studio 1 – Risultati e discussione

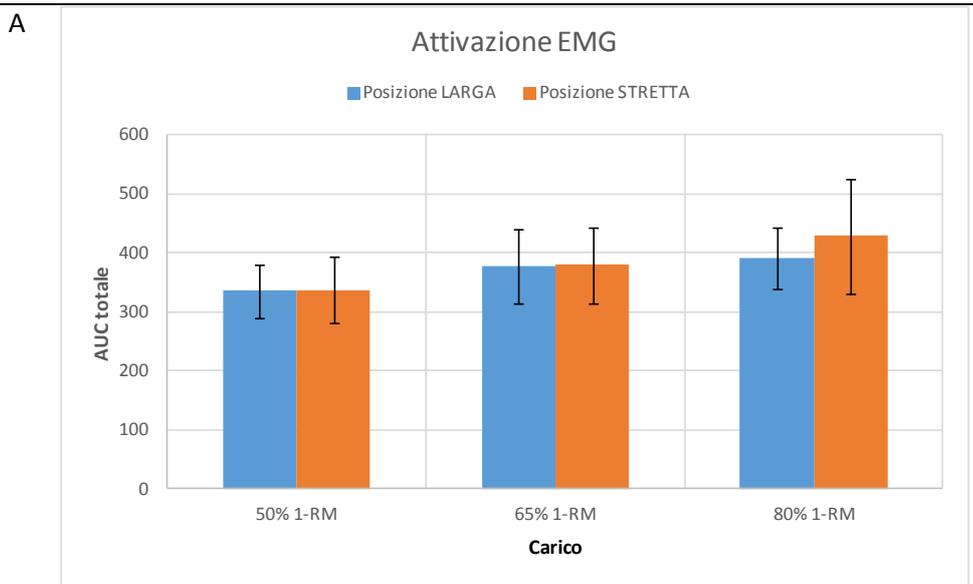
Risultati – Attività elettromiografica di superficie

Il test di Shapiro-Wilks ha rivelato che tutte le variabili erano normalmente distribuite ($p > 0.05$). Il test di Mauchly per l'interazione a tre vie ha rivelato che l'assunto di sfericità è stato violato [$\chi^2(9) = 30,051$; $p < 0,001$], quindi è stata utilizzata la correzione dei gradi di libertà di Greenhouse-Geisser nel valutare la significatività dell'interazione di secondo ordine "posizione x carico x potenza", sull'AUCt.

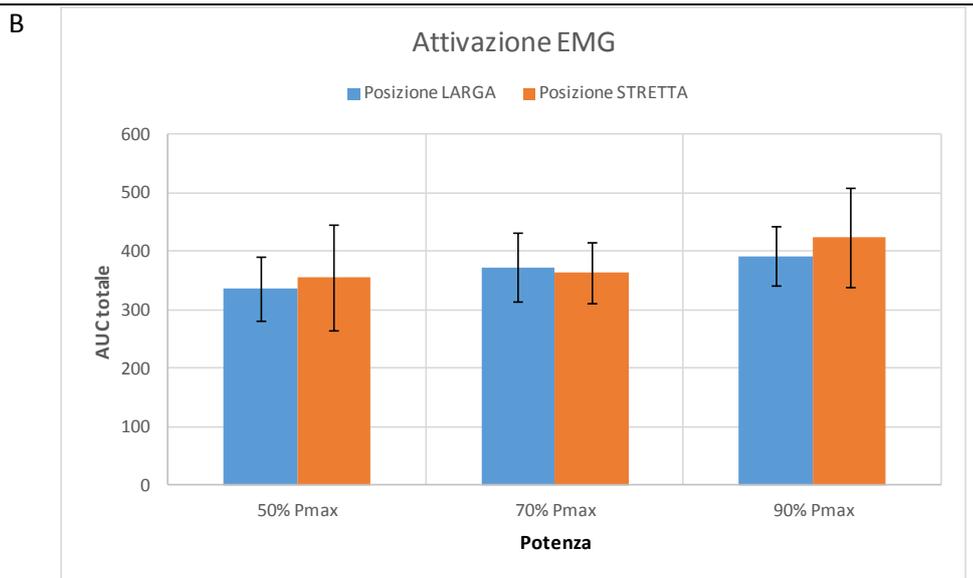
Tale interazione non è risultata significativa [$F(1,696;16,965) = 1,681$; $p = 0,217$], il che indica che l'effetto del posizionamento del carico sull'attivazione elettrica muscolare non è influenzato contemporaneamente dalle variabili carico e velocità. Anche l'effetto principale del posizionamento del carico, preso singolarmente e senza considerare le altre variabili, non è risultato significativo [$F(1;10) = 3,514$ con $p = 0,090$] il che indica che il posizionamento del carico sul bilanciere non influenza l'attivazione elettrica totale dei principali muscoli interessati nell'effettuazione dell'esercizio di panca piana. Tuttavia, mentre le interazioni a 2 vie "posizione x carico" [$F(2;20) = 0,819$ con $p = 0,445$] e "carico x potenza" [$F(1,299;12,990) = 2,823$ con $p = 0,110$] non hanno raggiunto la significatività statistica, l'interazione a 2 vie "posizione x potenza" è risultata significativa [$F(1,170;11,701) = 4,768$ con $p = 0,046$], indicando che l'effetto della posizione del carico sull'attivazione elettrica muscolare, nonostante non dipenda dall'entità del carico utilizzato, è influenzato dalla velocità con cui viene sollevato.

Gli effetti principali di "carico" [$F(2;20) = 10,149$ con $p = 0,001$] e "potenza" [$F(1,313;13,125) = 58,974$ con $p < 0,001$] sono invece risultati significativi e i confronti multipli post-hoc hanno evidenziato un significativo aumento dell'AUCt all'aumentare del carico ($p < 0,05$ per tutti e 3 i confronti; Figura 1, pannello A) e all'aumentare della potenza ($p < 0,01$ per tutti e 3 i confronti; Figura 1, pannello B).

Figura 1. Attivazione sEMG con differenti carichi e potenze esecutive.



Note: nessuna significatività nell'interazione a 3 vie; incremento significativo AUCt per ogni carico (effetto principale).



Note: nessuna significatività nell'interazione a 3 vie; aumento significativo AUCt per ogni potenza (effetto principale).

Discussione

La motivazione principale alla base di questo studio era poter rispondere alla domanda che, nella pratica quotidiana dell'allenamento contro resistenza, gli atleti e i non atleti si pongono frequentemente relativamente alle modalità di posizionamento del carico sul bilanciere. Se, infatti, l'effetto di molti parametri esecutivi dell'esercizio di forza (diametro del bilanciere, larghezza della presa delle mani, ecc.) sia già noto^[79-82, 92, 93], non sono presenti studi in letteratura che abbiano verificato se il posizionamento largo o stretto di uno stesso carico sul bilanciere, oppure l'utilizzo di un bilanciere più o meno lungo per lo stesso carico, possa influire sulle risposte muscolari. In questo studio, la risposta muscolare in relazione al posizionamento del carico nell'esercizio di panca piana è stata valutata tramite l'analisi del segnale sEMG, anche in associazione con altre variabili molto importanti da un punto di vista esecutivo nell'esercizio contro resistenza, quali l'entità del carico rispetto ad 1-RM e la potenza espressa rispetto alla Pmax. Dal momento che è stato dimostrato che l'esecuzione dell'esercizio di panca piana su una superficie instabile aumenta l'attività elettromiografica^[97] (il che potrebbe essere dovuto ai frequenti recuperi della traiettoria corretta dell'esercizio necessari per via dall'aumento delle oscillazioni dovute all'instabilità dell'appoggio), l'ipotesi sperimentale alla base di questo studio era che, per uno stesso carico, all'aumentare della distanza dei dischi dal centro del bilanciere, a causa dell'aumento del braccio di leva sulla mano corrispondente, sarebbe aumentata l'attivazione elettromiografica dei muscoli agonisti primari della panca piana necessaria a compensare le maggiori oscillazioni che tale posizionamento induce. Al contrario, avvicinando i dischi al centro del bilanciere si ridurrebbe il braccio di leva sulla mano aumentando la stabilità del gesto e, quindi, sarebbe diminuita l'attivazione elettrica.

Contrariamente a quanto ipotizzato, l'ANOVA non ha evidenziato un effetto principale significativo della variabile posizionamento del carico sull'AUCt, mentre l'effetto principale degli altri parametri, ossia l'entità del carico e la velocità esecutiva, presi in considerazione singolarmente, è risultato significativo.

Questo risultato, quindi, risponde alla domanda per cui lo studio è stato effettuato in modo contrario a quanto ipotizzato; in altre parole, nell'esecuzione dell'esercizio di panca piana, la risposta sEMG dei muscoli agonisti primari non è generalmente influenzata dal posizionamento del carico. Come noto invece, incrementi dell'entità del carico aumentano, per via di un maggior reclutamento di UM e un maggior reclutamento delle fibre veloci, la risposta sEMG. Riguardo la velocità esecutiva, il risultato del presente studio, che evidenzia un significativo aumento dell'AUCt all'aumento della velocità esecutiva, è apparentemente in contrasto con quanto riportato in letteratura. Sakamoto e coll.^[30] hanno infatti dimostrato che all'aumentare della velocità esecutiva l'attività elettromiografica del muscolo interessato diminuisce significativamente. Questa discordanza potrebbe essere imputabile al differente disegno sperimentale utilizzato. Nel presente studio il segnale sEMG è stato rilevato durante ripetizioni fatte a potenza costante, quindi con una velocità e un carico che corrispondevano ad una determinata percentuale della Pmax individuale. In questo modo, tutti i partecipanti hanno effettuato le ripetizioni ad una velocità relativa sovrapponibile, il che rende, a nostro avviso, l'analisi del segnale sEMG possibile. Nello studio di Sakamoto e coll.^[30] invece, le velocità sono state scelte arbitrariamente e questo *bias* non è stato compensato da un reclutamento dei soggetti che tenesse conto delle differenze interindividuali, almeno, nella capacità di esprimere velocità in base al carico utilizzato (cioè, in altre parole, della potenza massima esprimibile da ciascun partecipante). Questa infatti è collegata, per esempio, alla percentuale di fibre veloci dei muscoli interessati e quindi anche a variabili anatomico-fisiologiche che determinano, *per se*, una variazione del segnale sEMG. Sono necessari ovviamente ulteriori studi a conferma di quanto qui evidenziato.

L'ANOVA ha anche rivelato una non significativa interazione a 3 vie delle variabili indagate, e non significative interazioni a 2 vie "posizione x carico" e "carico x potenza", a supporto della mancata influenza del posizionamento del carico sulla AUCt anche tenendo in considerazione simultaneamente sia la velocità esecutiva che il carico utilizzato. Nonostante l'interazione a 2 vie "posizione x potenza" abbia

raggiunto marginalmente la significatività ($p=0,46$), l'assenza di effetto principale e a 3 vie e il contemporaneo significativo effetto principale della potenza, lasciano presupporre che tale interazione a 2 vie non dipenda principalmente dalle variazioni della posizione.

In conclusione, sono auspicabili ulteriori studi per verificare l'effetto del posizionamento del carico sull'attivazione neuromuscolare, anche tenendo in considerazione altre variabili come ad esempio la fatica muscolare, visto che quest'ultima risulta invece influenzabile dal posizionamento del carico (vedi Studio 2).

Studio 2 – Risultati e discussione

Risultati – Percentuale di completamento serie all'insorgenza della fatica

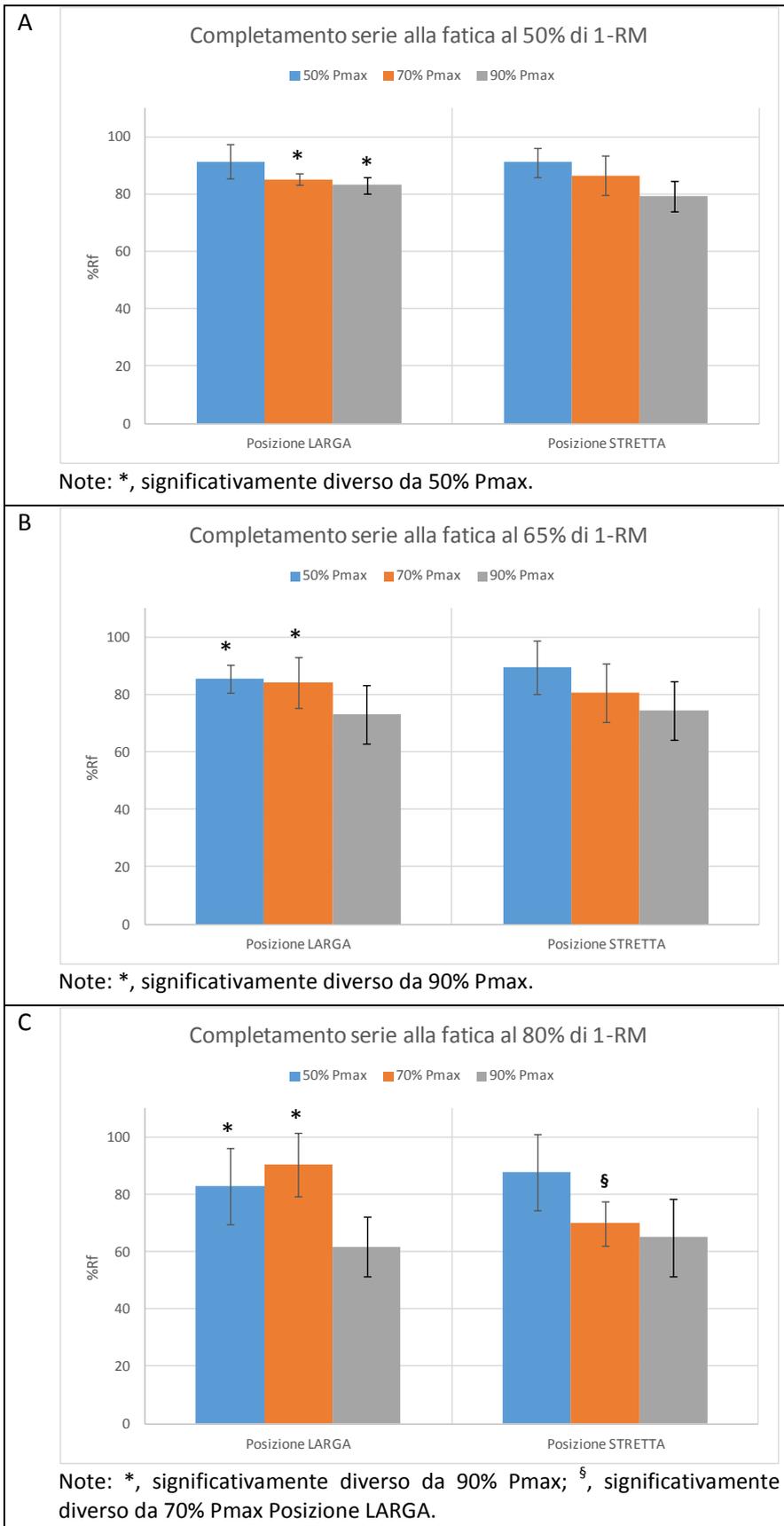
Il test di Shapiro-Wilks ha rivelato che tutte le variabili erano normalmente distribuite ($p > 0.05$) e il test di Mauchly per l'interazione di secondo ordine a tre vie ha rivelato che l'assunto di sfericità non è stato violato [$\chi^2(9) = 8,829$; $p = 0,462$]. Tale interazione è risultata significativa [$F(4;40) = 3,469$; $p = 0,015$], il che indica che l'effetto della velocità esecutiva sulla %Rf dipende sia dall'entità che dal posizionamento del carico. Le interazioni a due vie di primo ordine: "potenza x carico", "potenza x posizione" e "carico x posizione", sono state quindi analizzate singolarmente con altrettante ANOVA a 2 vie per misure ripetute.

L'interazione "potenza x carico" non ha raggiunto la significatività con il carico in posizione stretta sul bilanciere [$F(4;40) = 2,247$; $p = 0,081$], mentre è risultata significativa con il carico in posizione larga sul bilanciere [$F(1,881;18,881) = 8,478$; $p = 0,003$]. I confronti post-hoc hanno evidenziato che, quando il 50%, il 65% o l'80% di 1-RM sono caricati in posizione larga, la %Rf si riduce significativamente all'aumentare della potenza (Figura 2, pannelli A, B e C).

L'interazione "potenza x posizione" non ha raggiunto la significatività né al 50% di 1-RM [$F(2;20) = 2,493$; $p = 0,108$], né al 65% di 1-RM [$F(2;20) = 1,152$; $p = 0,336$], mentre è risultata significativa all'80% di 1-RM [$F(2;20) = 17,036$; $p < 0,001$]. I confronti post-hoc hanno evidenziato che la %Rf si riduce significativamente quando la posizione del carico è Stretta piuttosto che Larga, solo al 70% della Pmax (Figura 2, pannello C).

L'interazione "carico x posizione" non ha raggiunto la significatività statistica né al 50% della Pmax [$F(2;20) = 0,693$; $p = 0,511$], né al 70% della Pmax [$F(2;20) = 0,841$; $p = 0,446$], né al 90% della Pmax [$F(2;20) = 1,994$; $p = 0,162$], indicando che la %Rf non è influenzata dalla combinazione di questi due fattori quando la velocità esecutiva non è presa in considerazione.

Figura 2. Valori di %Rf con differenti carichi e potenze esecutive.

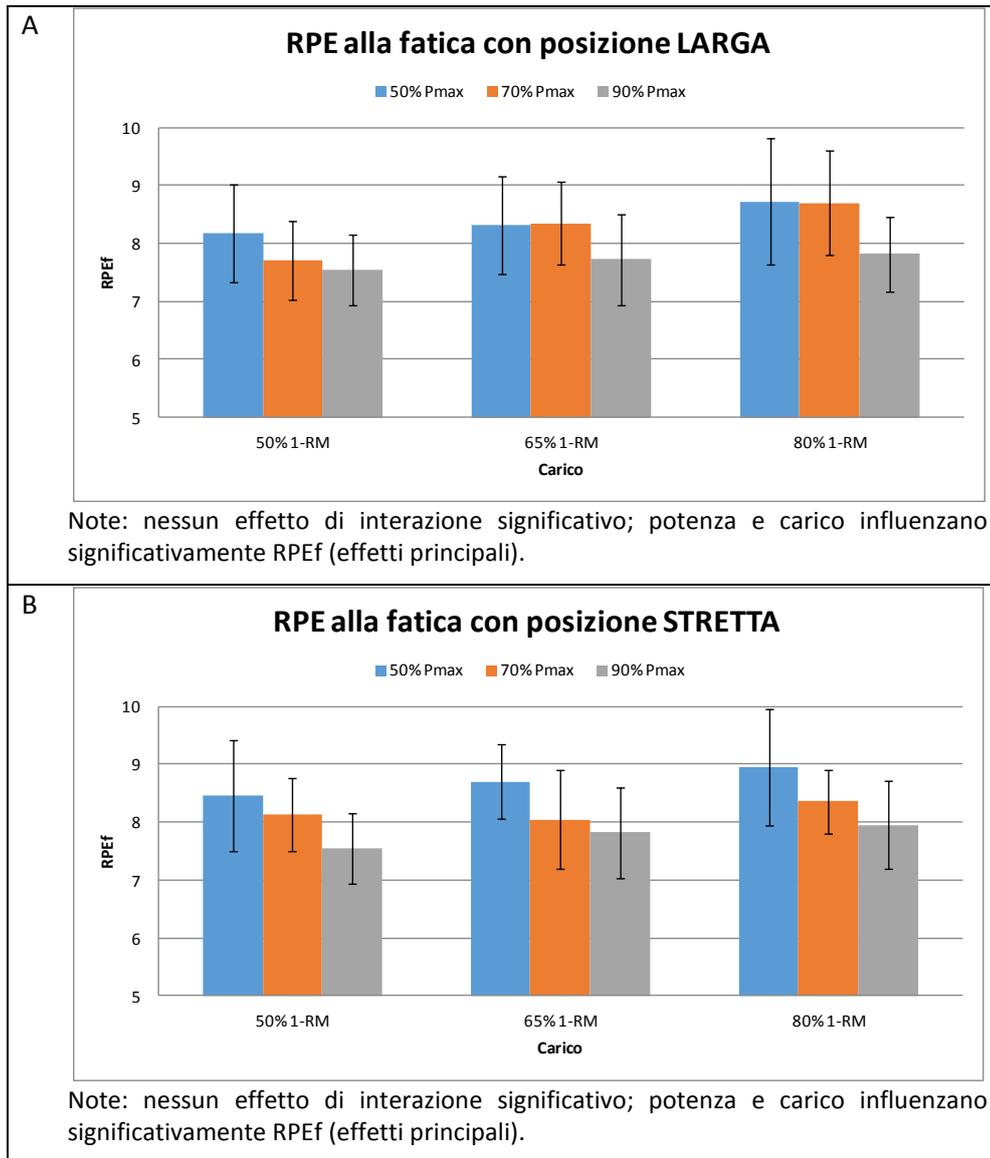


Risultati – Percezione dello sforzo all'insorgenza della fatica

Il test di Shapiro-Wilks ha rivelato che tutte le variabili erano normalmente distribuite ($p > 0.05$) e il test di Mauchly per l'interazione di second'ordine a tre vie ha rivelato che l'assunto di sfericità non è stato violato [$\chi^2(9)=3,76$; $p=0,928$]. Tale interazione non è risultata significativa [$F(4;40)=1,426$; $p=0,243$], come anche non sono risultate significative nessuna delle interazioni a 2 vie: "carico x potenza" [$F(2,075;20,747)=0,315$ con $p=0,741$]; "posizione x carico" [$F(2;20)=0,563$ con $p=0,578$]; "posizione x potenza" [$F(2;20)=0,749$ con $p=0,486$], indicando che l'effetto della velocità di esecuzione della fase concentrica sulla RPEf non dipende né dall'entità del carico utilizzato, né dal suo posizionamento sul bilanciere.

Anche l'effetto principale del posizionamento del carico sul bilanciere non è risultato significativo [$F(1;10)=0,511$ con $p=0,491$], indicando sostanzialmente che questo parametro non ha influito sulla percezione dello sforzo dei soggetti testati. Sono invece risultati altamente significativi sia l'effetto principale della velocità esecutiva [$F(2;20)=28,853$ con $p < 0,001$] che l'effetto principale dell'entità del carico [$F(2;20)=13,568$ con $p < 0,001$], il che indica che, presi singolarmente e senza considerare le altre variabili, entrambi questi parametri (vedi Figura 3) influiscono sulla percezione dello sforzo all'insorgenza della fatica.

Figura 3. RPEf con differenti posizionamenti del carico e potenze esecutive.



Discussione

La motivazione principale alla base di questo studio è stata quella di verificare che le indicazioni comunemente utilizzate in letteratura relative all'utilizzo delle scale RPE come metodo alternativo di prescrizione dell'intensità dell'esercizio siano valide anche in condizioni di velocità esecutive differenti da quella standard e normalmente utilizzate negli studi che ne hanno dimostrato la validità nel corso degli anni. In effetti, non molti studi hanno indagato l'effetto della velocità esecutiva sulla percezione dello sforzo e se questo effetto incide in modo simile in relazione al carico utilizzato. Non ci risultano invece presenti in letteratura studi che abbiano verificato quanto sopra anche in relazione al posizionamento del carico sul bilanciere. In questo studio, quindi, sono stati valutati, all'insorgenza della fatica, i differenti punteggi registrati sulla scala OMNI-RES di percezione dello sforzo e la percentuale di completamento della serie in corso, con differenti combinazioni di carico, velocità esecutiva e posizionamento del carico sul bilanciere. L'ipotesi sperimentale era che all'aumentare della velocità esecutiva, la RPE sarebbe aumentata significativamente e, parallelamente, la percentuale di completamento della serie si sarebbe ridotta significativamente. I risultati delle analisi effettuate hanno rivelato che, per entrambi i parametri, le variabili "potenza" e "carico" hanno un effetto principale significativo, mentre l'effetto principale del "posizionamento" del carico non è significativo. Nel dettaglio, i risultati evidenziano che all'aumentare della velocità esecutiva, indipendentemente dalle altre variabili, la RPEf e la %Rf diminuiscono significativamente. Questo risultato, nonostante sembri discordante dall'ipotesi sperimentale dello studio, è invece in linea con quanto previsto e, in un certo senso, non privo di logica stringente. In effetti, all'aumentare della potenza, per via di un differente (unità motorie di maggiori dimensioni e più affaticabili) e maggiore reclutamento (spaziale e temporale) di unità motorie, la fatica sopraggiunge prima nel corso della singola serie (come testimoniato dalla riduzione della variabile %Rf) rispetto a potenze inferiori e, parallelamente, anche la percezione dello sforzo alla fatica si riduce (come testimoniato dalla riduzione della variabile RPEf), probabilmente per il minor numero relativo di ripetizioni effettuate.

Il discorso è invece differente per quanto riguarda la variabile “carico”, il cui effetto principale è relazionato direttamente alla RPEf e inversamente alla %Rf. In altre parole, all'aumentare del carico la fatica compare sempre più in anticipo nel corso di una serie, con una percezione dello sforzo alla fatica che invece aumenta progressivamente con l'aumento del carico. Dal momento che l'interazione a 3 vie “velocità x carico x posizione” non è risultata influenzare significativamente la RPEf, e dal momento che solo escludendo la variabile “posizione” l'interazione tra entità del carico e velocità esecutiva è risultata influenzare significativamente la RPEf, ci sembra plausibile concludere che questo risultato, da un lato supporta la nostra ipotesi sperimentale, ossia che la RPE è influenzata dalla velocità esecutiva, e dall'altro introduce, come era facilmente intuibile, la variabile entità del carico (ma non posizionamento) in questa relazione. Come risvolto pratico di queste conclusioni, in linea con quanto evidenziato da Bautista e coll.^[99] riguardo i valori di RPE al termine di ogni serie, anche la RPEf potrebbe essere utilizzata per identificare il momento in cui la velocità esecutiva ad un dato carico si modifica significativamente determinando una differente biomeccanica dell'esercizio. Questa ha ripercussioni dirette sull'obiettivo dell'esercizio stesso; infatti, il controllo della velocità esecutiva viene comunemente utilizzato per la prescrizione dell'intensità dell'esercizio contro resistenza^[9-13] in quanto è stato dimostrato che controllando la velocità esecutiva si possono sfruttare gli effetti neurali del reclutamento delle unità motorie secondo quanto indicato dal "principio della dimensione"^[14-16]. Nel presente studio, includendo tutte le condizioni testate, la RPE che identificava l'insorgenza della fatica sulla scala OMNI-RES si è attestata ad un valore medio pari ad 8,1 (range da 7,7 a 8,8), il che presuppone che al raggiungimento di tale valore, qualsiasi sia la velocità o il carico utilizzato per il proprio obiettivo dell'allenamento, la serie potrebbe essere interrotta in quanto l'obiettivo ricercato sarebbe differente se le ripetizioni proseguissero fino all'esaurimento. In uno studio simile, Naclerio e coll.^[63] hanno raccolto i valori di RPE alla fatica (identificata come riduzione del 10% della potenza media espressa nella prima ripetizione con il relativo carico) con carichi dal 30% a circa il 95% di 1-RM, facendo eseguire ai soggetti le ripetizioni

sempre alla massima velocità esecutiva concentrica. Confrontando i risultati del presente studio, relativamente alle ripetizioni effettuate al 90% della Pmax (cioè con velocità simile alla massima velocità possibile utilizzata nello studio di comparazione), con i corrispettivi carichi dello studio di Naclerio e coll.^[63], si nota come i valori di RPEf siano sempre maggiori nel presente studio (50% 1-RM: $7,5 \pm 0,6$ vs. $\approx 3,5$; 65% 1-RM: $7,8 \pm 0,8$ vs. ≈ 5 ; 80% 1-RM: $7,7 \pm 1,1$ vs. $\approx 7,5$) con RPE alla fatica che tendono ad allinearsi all'aumentare del carico. A nostro parere, le differenze tra i due studi sono da attribuirsi sia alle modalità di identificazione della fatica durante la serie, sia alle differenti velocità utilizzate per ciascuna serie. Nel presente studio la fatica è stata identificata in modo visuale (vedi materiali e metodi) e la velocità esecutiva di ogni serie calcolata su una percentuale della Pmax misurata per quel determinato carico, mentre nello studio comparativo la fatica è stata identificata, con un encoder rotazionale, come riduzione del 10% della potenza media della prima ripetizione con lo stesso carico, e la velocità esecutiva era massima per tutte le serie. Siccome all'aumentare del carico la possibilità di modulare la velocità esecutiva si riduce progressivamente fino a scomparire a percentuali sopra il 95% di 1-RM, e tenendo in considerazione che all'80% di 1-RM gli studi ottengono RPE alla fatica sostanzialmente sovrapponibili, siamo dell'opinione che i nostri risultati siano maggiormente rispondenti a quanto si verifica nella pratica dell'allenamento contro resistenza rispetto a quelli di Naclerio e coll.^[63]. Infatti, velocità molto alte sono poco utilizzate con carichi bassi: proprio per non incorrere in velocità esecutive troppo elevate e non potenzialmente corrispondenti alla realtà, nel presente disegno sperimentale sono state scelte potenze comprese tra il 50% e il 90% di Pmax e carichi non inferiori al 50% di 1-RM.

La %Rf è risultata significativamente influenzata, nel complesso, da tutte le variabili prese in considerazione. Nel dettaglio, l'influenza della velocità esecutiva e della posizione del carico sulla %Rf diventano significative solo al massimo carico utilizzato in questo studio, evidenziando che, a potenze intermedie (70% Pmax), il posizionamento stretto di un carico molto elevato anticipa l'insorgenza della fatica rispetto ad un posizionamento largo. Sebbene questo risultato potrebbe sembrare

in linea con l'ipotesi sperimentale del presente studio, ovvero che il recupero della traiettoria del movimento dopo perturbazioni subite con carichi elevati sia affaticante e quindi conduca ad una comparsa anticipata della fatica, il fatto che sia un risultato isolato ad una percentuale intermedia di Pmax e il fatto che, nel complesso, la variabile posizione non produce un effetto principale significativo, non permettono speculazioni pratiche e applicative al riguardo. A supporto di quanto detto si aggiunge anche la significativa interazione tra velocità esecutiva ed entità del carico sulla %Rf limitatamente alla posizione larga, e non stretta, del carico sul bilanciere. In questo caso, l'insorgenza della fatica significativamente più precoce all'aumento della potenza esecutiva quando il carico è in posizione larga piuttosto che stretta porta a dedurre che l'ipotesi della fatica dovuta al recupero della traiettoria sia valida con la posizione larga piuttosto che stretta. Nonostante questa ipotesi sia in linea con quella sperimentale alla base del progetto, i dati relativi al segnale sEMG non supportano questa tesi e quindi sono necessari ulteriori studi per definire la questione al meglio.

Conclusioni

Il presente progetto aveva come obiettivo generale quello di verificare gli effetti dell'adozione di differenti strategie di esecuzione dell'esercizio di panca piana dal punto di vista biomeccanico e dal punto di vista psicometrico.

I risultati dei due studi del presente progetto, nel complesso, evidenziano che l'entità del carico e la velocità esecutiva, presi singolarmente, producono effetti più o meno pronunciati sia sull'attivazione neuromuscolare che sulla percezione dello sforzo durante un esercizio di panca piana, e ovviamente influiscono sul numero di ripetizioni effettuate all'insorgenza della fatica. Il posizionamento del carico non produce invece effetti importanti in nessuno degli ambiti di indagine. Aumenti della velocità di esecuzione e del carico corrispondono infatti ad un aumento dell'attivazione muscolare, ad una maggiore percezione dello sforzo e ad una riduzione delle ripetizioni eseguite fino all'insorgenza della fatica.

La combinazione di differenti carichi e velocità esecutive non produce effetti significativamente differenti sull'attivazione elettromiografica né tanto meno sulla percezione dello sforzo all'insorgenza della fatica. Questa interazione influisce invece sul numero di ripetizioni effettuate all'insorgenza della fatica. Infatti, quando il carico è in posizione larga la percentuale di completamento della serie si riduce significativamente all'aumentare del carico e della velocità esecutiva.

All'opposto, la combinazione di differenti carichi e posizionamenti non produce alcun effetto significativo, né a livello di attivazione elettromiografica, né a livello di percezione dello sforzo all'insorgenza della fatica, né sulla percentuale di ripetizioni all'insorgenza della fatica.

Infine, la combinazione di differenti velocità esecutive e posizionamenti del carico non produce effetti significativamente diversi sulla percezione dello sforzo; tuttavia influisce in parte sulla percentuale di completamento della serie alla fatica, mentre modifica significativamente l'attivazione elettromiografica degli agonisti primari della panca piana. Infatti, per qualsiasi carico in posizione larga, all'aumentare della potenza la percentuale di completamento della serie si riduce.

I risultati di questo progetto sottolineano la complessità dell'interazione delle variabili che influiscono sull'esecuzione di un esercizio contro resistenza come la panca piana. Sono quindi auspicabili ulteriori studi per approfondire gli importanti aspetti biomeccanici e psicometrici legati alle variabili che comunemente vengono manipolate dagli atleti e dai non atleti durante l'effettuazione di questo esercizio.

Ringraziamenti

In primis, ringrazio il Prof. Ario Federici per il suo sostegno e il mio tutor, Prof. Francesco Lucertini, per il grande aiuto e la disponibilità dimostrata in ogni occasione.

Ringrazio, inoltre, il mio collega Luca Zoffoli, per avermi aiutato a completare il mio progetto di dottorato e tutte le altre persone, compresi i tesisti e i soggetti arruolati nel progetto, che hanno contribuito allo svolgimento dello studio nonostante le numerose difficoltà tecniche incontrate.

Infine, un affettuoso ringraziamento alla mia famiglia, in particolar modo a mia sorella, che mi è stata vicino durante questi anni della mia formazione universitaria.

Bibliografia

1. President Council Physical Fitness. Definitions: Health, fitness, and physical activity. PCPF's Research Digests 2000.
2. American College of Sports Medicine. ACSM's Guidelines for exercise testing and prescription. 8th ed. Philadelphia: Lippincott, Williams & Wilkins; 2010.
3. Kraemer WJ, Ratamess NA, French DN. Resistance training for health and performance. Current sports medicine reports. 2002 Jun;1(3):165-71.
4. Kraemer WJ, Adams K, Cafarelli E, Dudley GA, Dooly C, Feigenbaum MS, et al. American College of Sports Medicine position stand. Progression models in resistance training for healthy adults. Medicine and science in sports and exercise. 2002 Feb;34(2):364-80.
5. Ratamess NA. ACSM's foundations of strength training and conditioning Philadelphia: Lippincott Williams & Wilkins; 2012.
6. Rogol IM, Ernst G, Perrin DH. Open and closed kinetic chain exercises improve shoulder joint reposition sense equally in healthy subjects. Journal of athletic training. 1998 Oct;33(4):315-8.
7. Ellenbecker T, Davies G. Closed Kinetic Chain Exercise. A Comprehensive Guide to Multiple Joint Exercises. Champaign: Human kinetics; 2001.
8. American College of Sports Medicine. ACSM's resource manual for guidelines for exercise testing and prescription. 7th ed. Baltimore: Wolters Kluwe Health - Lippincott William & Wilkins; 2014.
9. Bosco C, Belli A, Astrua M, Tihanyi J, Pozzo R, Kellis S, et al. A dynamometer for evaluation of dynamic muscle work. European journal of applied physiology and occupational physiology. 1995;70(5):379-86.
10. Farthing JP, Chilibeck PD. The effects of eccentric and concentric training at different velocities on muscle hypertrophy. European journal of applied physiology. 2003 Aug;89(6):578-86.
11. Haff GG, Potteiger W. A brief review: explosive exercises and sports performance. Strength Cond J. 2001;23:13-20.
12. Kawamori N, Haff GG. The optimal training load for the development of muscular power. Journal of strength and conditioning research / National Strength & Conditioning Association. 2004 Aug;18(3):675-84.

13. Pereira MI, Gomes PS. Movement velocity in resistance training. *Sports medicine*. 2003;33(6):427-38.
14. Cormie P, McGuigan MR, Newton RU. Developing maximal neuromuscular power: Part 1 biological basis of maximal power production. *Sports medicine*. 2011 Jan 1;41(1):17-38.
15. Day ML, McGuigan MR, Brice G, Foster C. Monitoring exercise intensity during resistance training using the session RPE scale. *Journal of strength and conditioning research / National Strength & Conditioning Association*. 2004 May;18(2):353-8.
16. Jandacka D, Vaverka F. Validity of mechanical power output measurement at bench press exercise. *Journal of human kinetics*. 2009;21:33-40.
17. Bompa TO, Pasquale MD, Cornacchia LJ. *Serious strength training*. 2nd ed. Champaign: Human Kinetics; 2003.
18. Brooks D. *Effective strength training. Analysis and technique for upper-body, lower-body, and trunk exercises*. Champaign: Human Kinetics; 2001.
19. Baker D, Nance S, Moore M. The load that maximizes the average mechanical power output during explosive bench press throws in highly trained athletes. *Journal of strength and conditioning research / National Strength & Conditioning Association*. 2001 Feb;15(1):20-4.
20. Cummings B, Finn KJ. Estimation of a one repetition maximum bench press for untrained women. *J Strength Cond Res*. 1998;12:262-5.
21. Lyttle AD, Wilson GJ, Kerr GK. Enhancing performance: Maximal power versus combined weights and plyometrics training. *J Strength Cond Res*. 1996;10:173-9.
22. Aalberg E. *Resistance training instruction*. Champaign: Human Kinetics; 1999.
23. Baechle TR, Earle RW. *Essentials of strength training and conditioning-National strength and conditioning association*. 2nd ed. Champaign: Human Kinetics; 2000.
24. Abadie BR, Altorfer GL, P.B. S. Does a regression equation to predict maximal strength in untrained lifters remain valid when the subjects are technique trained? *J Strength Cond Res*. 1999;13:259-63.
25. Brzycki MA. Strength testing. predicting a one-rep max from reps-to-fatigue. *J, Phys Educ Recreat Dance*. 1993;64:88-90.

26. Chapman PP, Whiteshead JR, Binkesrt RH. The 225 lb reps-to-fatigue test as a sub-maximal estimate of 1-RM bench press performance in college football players. *J Strength Cond Res.* 1998;12:258-61.
27. Mayhew JL, Prinster JL, Ware JS, Zimmer DL, Arabas JR, Bemben MG. Muscular endurance repetitions to predict bench press strength in men of different training levels. *The Journal of sports medicine and physical fitness.* 1995 Jun;35(2):108-13.
28. Braith RT, Graves JE, Leggett SH, Pollock ML. Effect of training on the relationship between maximal and sub-maximal strength. *Medicine and science in sports and exercise.* 1993;25:132-8.
29. Sakamoto A, Sinclair PJ. Effect of movement velocity on the relationship between training load and the number of repetitions of bench press. *Journal of strength and conditioning research / National Strength & Conditioning Association.* 2006 Aug;20(3):523-7.
30. Sakamoto A, Sinclair PJ. Muscle activations under varying lifting speeds and intensities during bench press. *European journal of applied physiology.* 2012 Mar;112(3):1015-25.
31. Izquierdo M, Gonzalez-Badillo JJ, Hakkinen K, Ibanez J, Kraemer WJ, Altadill A, et al. Effect of loading on unintentional lifting velocity declines during single sets of repetitions to failure during upper and lower extremity muscle actions. *International journal of sports medicine.* 2006 Sep;27(9):718-24.
32. Baechle TR, Earle RW. *Manuale di condizionamento fisico e di allenamento della forza (Traduzione italiana di National Strength and Conditioning Association: Essentials of strength training and conditioning. 3rd edition, 2008 U.S.A.: Human Kinetics).* Torgiano (PG): Calzetti & Mariucci; 2010.
33. LeSuer DA, McCormick JH, Mayhew JL, Wasserstein RL, Arnold MD. The accuracy of prediction equations for estimating 1RM performance in the bench press, squat, and deadlift. *Journal of strength and conditioning research / National Strength & Conditioning Association.* 1997;11(4):211-13.
34. American College of Sports Medicine. American College of Sports Medicine Position stand. Progression models in resistance training for healthy adults. *Medicine and science in sports and exercise.* 2009 Mar;41(3):687-708.
35. Kraemer WJ, Noble BJ, Clark MJ, Culver BW. Physiologic responses to heavy-resistance exercise with very short rest periods. *International journal of sports medicine.* 1987 Aug;8(4):247-52.
36. Cronin JB, McNair PJ, Marshall RN. Force-velocity analysis of strength-training techniques and load: implications for training strategy and research. *Journal of*

- strength and conditioning research / National Strength & Conditioning Association. 2003 Feb;17(1):148-55.
37. Rana SR, Chleboun GS, Gilders RM, Hagerman FC, Herman JR, Hikida RS, et al. Comparison of early phase adaptations for traditional strength and endurance, and low velocity resistance training programs in college-aged women. *Journal of strength and conditioning research / National Strength & Conditioning Association*. 2008 Jan;22(1):119-27.
 38. Quach JH. *Surface Electromyography, Use, Design and Technological Overview*: Concordia University; 2007.
 39. Konrad P. *The ABC of EMG, a practical introduction to kinesiological electromyography*. Scottsdale: Noraxon INC; 2005.
 40. Farina D, Filigoi G, Merletti R. *Analisi di segnali EMG di superficie per lo studio del controllo motorio*, : Pàtron editore; 2003.
 41. De Rossi D, Ahluwalia A, Mazzoldi A, Pede D, Scilingo EP. *Sensori per misure biomediche*: Patron Editore; 2004.
 42. Borg G. *Borg's perceived exertion and pain scales*. Champaign: Human Kinetics; 1998.
 43. Dunbar CC, Kalinski MI, Robertson RJ. A new method for prescribing exercise: three-point ratings of perceived exertion. *Perceptual and motor skills*. 1996 Feb;82(1):139-46.
 44. Simpson SR, Rozenek R, J. G, Lacourse M, T. S. Comparison of one repetition maximums between free weight and universal machine exercises. *Journal of strength and conditioning research / National Strength & Conditioning Association*. 1997.
 45. McGuigan MR, Foster C. A new approach to monitoring resistance training. *Strength & Conditioning Journal*. 2004.
 46. Pires FO, Lima-Silva AE, Bertuzzi R, Casarini DH, Kiss MA, Lambert MI, et al. The influence of peripheral afferent signals on the rating of perceived exertion and time to exhaustion during exercise at different intensities. *Psychophysiology*. 2011 Sep;48(9):1284-90.
 47. Foster C, Florhaug JA, Franklin J, Gottschall L, Hrovatin LA, Parker S, et al. A new approach to monitoring exercise training. *Journal of strength and conditioning research / National Strength & Conditioning Association*. 2001 Feb;15(1):109-15.
 48. Huebschmann AG, Reis EN, Emsermann C, Dickinson LM, Reusch JE, Bauer TA, et al. Women with type 2 diabetes perceive harder effort during exercise than nondiabetic

- women. *Applied physiology, nutrition, and metabolism = Physiologie appliquee, nutrition et metabolisme*. 2009 Oct;34(5):851-7.
49. Crewe H, Tucker R, Noakes TD. The rate of increase in rating of perceived exertion predicts the duration of exercise to fatigue at a fixed power output in different environmental conditions. *European journal of applied physiology*. 2008 Jul;103(5):569-77.
 50. Johnson BD, Joseph T, Wright G, Battista RA, Dodge C, Balweg A, et al. Rapidity of responding to a hypoxic challenge during exercise. *European journal of applied physiology*. 2009 Jul;106(4):493-9.
 51. Masumoto K, Hamada A, Tomonaga HO, Kodama K, Hotta N. Physiological responses, rating of perceived exertion, and stride characteristics during walking on dry land and walking in water, both with and without a water current. *Journal of sport rehabilitation*. 2012 May;21(2):175-81.
 52. Doherty M, Smith PM. Effects of caffeine ingestion on rating of perceived exertion during and after exercise: a meta-analysis. *Scandinavian journal of medicine & science in sports*. 2005 Apr;15(2):69-78.
 53. Baden DA, McLean TL, Tucker R, Noakes TD, St Clair Gibson A. Effect of anticipation during unknown or unexpected exercise duration on rating of perceived exertion, affect, and physiological function. *British journal of sports medicine*. 2005 Oct;39(10):742-6; discussion -6.
 54. Eston R, Stansfield R, Westoby P, Parfitt G. Effect of deception and expected exercise duration on psychological and physiological variables during treadmill running and cycling. *Psychophysiology*. 2012 Apr;49(4):462-9.
 55. Robertson RJ, Goss FL, Rutkowski J, Lenz B, Dixon C, Timmer J, et al. Concurrent validation of the OMNI perceived exertion scale for resistance exercise. *Medicine and science in sports and exercise*. 2003 Feb;35(2):333-41.
 56. Robertson RJ, Goss FL, Dube J, Rutkowski J, Dupain M, Brennan C, et al. Validation of the adult OMNI scale of perceived exertion for cycle ergometer exercise. *Medicine and science in sports and exercise*. 2004 Jan;36(1):102-8.
 57. Mahon AD, Marsh ML. Reliability of the rating of perceived exertion at ventilatory threshold in children. *International journal of sports medicine*. 1992 Nov;13(8):567-71.
 58. Borg GA. Psychophysical bases of perceived exertion. *Medicine and science in sports and exercise*. 1982;14(5):377-81.

59. Nobel BJ. Clinical applications of perceived exertion. *Medicine and science in sports and exercise*. 1982;14:406-11.
60. Utter AC, Robertson RJ, Green JM, Suminski RR, McAnulty SR, Nieman DC. Validation of the Adult OMNI Scale of perceived exertion for walking/running exercise. *Medicine and science in sports and exercise*. 2004 Oct;36(10):1776-80.
61. Duncan MJ, Al-Nakeeb Y, Scurr J. Perceived exertion is related to muscle activity during leg extension exercise. *Research in sports medicine*. 2006 Jul-Sep;14(3):179-89.
62. Suzuki S, Sato T, Maeda A, Takahashi Y. Program design based on a mathematical model using rating of perceived exertion for an elite Japanese sprinter: a case study. *Journal of strength and conditioning research / National Strength & Conditioning Association*. 2006 Feb;20(1):36-42.
63. Naclerio F, Rodriguez-Romo G, Barriopedro-Moro MI, Jimenez A, Alvar BA, Triplett NT. Control of resistance training intensity by the OMNI perceived exertion scale. *Journal of strength and conditioning research / National Strength & Conditioning Association*. 2011 Jul;25(7):1879-88.
64. Cafarelli E. Peripheral contributions to the perception of effort. *Medicine and science in sports and exercise*. 1982;14(5):382-9.
65. Jones LA, Hunter IW. Force and EMG correlates of constant effort contractions. . *European journal of applied physiology and occupational physiology*. 1983;51:75-83.
66. McCloskey DE, Gandevia S, Porter EK, Colebatch JG. Muscle sense and effort: Motor commands and judgements about muscular contractions. *Advances in Neurology*. 1983;39:151-67.
67. Gearhart RF, Jr., Goss FL, Lagally KM, Jakicic JM, Gallagher J, Gallagher KI, et al. Ratings of perceived exertion in active muscle during high-intensity and low-intensity resistance exercise. *Journal of strength and conditioning research / National Strength & Conditioning Association*. 2002 Feb;16(1):87-91.
68. Eston R, Evans HJ. The validity of submaximal ratings of perceived exertion to predict one repetition maximum. *Journal of sports science & medicine*. 2009;8(4):567-73.
69. Fisher J, Steele J, Bruce-Low S, & Smith D. Evidence-based resistance training recommendations. *Medicina Sportiva*. 2011;15:147-62.
70. Lagally KM, Robertson RJ, Gallagher KI, Goss FL, Jakicic JM, Lephart SM. Perceived exertion, electromyography, and blood lactate during acute bouts of resistance exercise. *Medicine and science in sports and exercise*. 2001;34:552-9.

71. Shimano T, Kraemer WJ, Spiering BA, Volek JS, Hatfield DL, Silvestre R, et al. Relationship between the number of repetitions and selected percentages of one repetition maximum in free weight exercises in trained and untrained men. *Journal of strength and conditioning research / National Strength & Conditioning Association*. 2006 Nov;20(4):819-23.
72. Pritchett RC, Green JM, Wickwire PJ, Pritchett KL, Kovacs MS. Acute and session RPE responses during resistance training: Bouts to failure at 60% and 90% of 1RM. *South African Journal of Sports Medicine*. 2009;21:23-6.
73. Hackett DA, Johnson NA, Halaki M, Chow CM. A novel scale to assess resistance-exercise effort. *Journal of sports sciences*. 2012;30(13):1405-13.
74. Suminski RR, Robertson RJ, Arslanian S, Alan JK, Utter AC, Da Silva SG, et al. Perception of effort during resistance exercise. *J Strength Cond Res* 1997;11:261-5.
75. Hollander DB, Kilpatrick MW, Ramadan ZG, Reeves GV, Francois M, Blakeney A, et al. Load rather than contraction type influences rate of perceived exertion and pain. *Journal of strength and conditioning research / National Strength & Conditioning Association*. 2008 Jul;22(4):1184-93.
76. Kraemer RR, Acevedo EO, Dziewaltowski D, Kilgore JL, Kraemer GR, Castracane VD. Effects of low-volume resistive exercise on beta-endorphin and cortisol concentrations. *International journal of sports medicine*. 1996 Jan;17(1):12-6.
77. Gearhart RE, Goss FL, Lagally KM, Jakicic JM, Gallagher J, Robertson RJ. Standardized scaling procedures for rating perceived exertion during resistance exercise. *Journal of strength and conditioning research / National Strength & Conditioning Association*. 2001 Aug;15(3):320-5.
78. Tillaar RV, Saeterbakken A. The sticking region in three chest-press exercises with increasing degrees of freedom. *Journal of strength and conditioning research / National Strength & Conditioning Association*. 2012 Nov;26(11):2962-9.
79. Clemons J, Aaron C. Effect of Grip Width on the Myoelectric Activity of the Prime Movers in the Bench Press. *Journal of Strength and Conditioning Research*. 1997.
80. Green C, Comfort P. The Affect of Grip Width on Bench Press Performance and Risk of Injury. *Strength and Conditioning Journal*. 2007.
81. Haupt H. Upper extremity injuries associated with strength training. *Clinics in Sports Medicine*. 2001;20(3):481-90.

82. Lehman G. The influence of grip width and forearm pronation/supination on upper-body myoelectric activity during the flat bench press. *Journal of Strength and Conditioning Research*. 2005;19(3):587-91.
83. Madsen N, McLaughlin T. Kinematic factors influencing performance and injury risk in the bench press exercise. *Medicine and science in sports and exercise*. 1984;16:376-81.
84. Lander JE, Bates BT, Sawhill JA, Hamill J. A comparison between freeweight and isokinetic bench pressing. *Medicine and science in sports and exercise*. 1985;17:344-53.
85. Elliott BC, Wilson GJ, G.K. K. A biomechanical analysis of the sticking region in the bench press. *Medicine and science in sports and exercise*. 1989;21:450-62.
86. Baker D, Newton R. Effect of kinetically altering a repetition via the use of chain resistance on velocity during the bench press. *Journal of Strength and Conditioning Research*. 2009;23(7):1941-6.
87. Wallace B, Winchester J, McGuigan M. Effects of elastic bands on force and power characteristics during the back squat exercise. *Journal of Strength and Conditioning Research*. 2006;20(2):268-72.
88. Uribe B, Coburn J, Brown L, Judelson D, Khamoui A, Nguyen D. Muscle activation when performing the chest press and shoulder press on a stable bench vs. a Swiss ball. *Journal of Strength and Conditioning Research*. 2010;24(4):1028-33.
89. Kohler J, Flanagan S, Whiting W. Muscle activation patterns while lifting stable and unstable loads on stable and unstable surfaces. *Journal of Strength and Conditioning Research*. 2010;24(2):313-21.
90. van Der Tillaar R, Sæterbakken A. The sticking region in three chest-press exercises with increasing degrees of freedom. *Journal of strength and conditioning research / National Strength & Conditioning Association*. 2012;26(11):2962-9.
91. Saeterbakken A, van den Tillaar R, Fimland M. A comparison of muscle activity and 1-RM strength of three chest-press exercises with different stability requirements. *Journal of sports sciences*. 2011;29(5):533-8.
92. Fioranelli D, Lee C. The influence of bar diameter on neuromuscular strength and activation: inferences from an isometric unilateral bench press. *Journal of Strength and Conditioning Research*. 2008;22(3):661-6.

93. Ratamess N, Faigenbaum A, Mangine G, Hoffman J, Kang J. Acute muscular strength assessment using free weight bars of different thickness. *Journal of Strength and Conditioning Research*. 2007;21(1):240-4.
94. van den Tillaar R, Saeterbakken A. Fatigue effects upon sticking region and electromyography in a six-repetition maximum bench press. *Journal of sports sciences*. 2013.
95. Chou P-H, Huang Y-P, Lou S-Z, Tseng W-Z, Wang R-T, Chou Y-L. Effects of fatigue on stability of upper extremity during bench-press exercise. *Journal of Medical and Biological Engineering*. 2012;32(6):437-42.
96. Sakamoto A, Sinclair P. Muscle activations under varying lifting speeds and intensities during bench press. *European journal of applied physiology*. 2012;112(3):1015-25.
97. Saeterbakken A, Fimland M. Electromyographic activity and 6RM strength in bench press on stable and unstable surfaces. *Journal of strength and conditioning research / National Strength & Conditioning Association*. 2013;27(4):1101-7.
98. Row BS, Knutzen KM, Skogsberg NJ. Regulating explosive resistance training intensity using the rating of perceived exertion. *Journal of strength and conditioning research / National Strength & Conditioning Association*. 2012 Mar;26(3):664-71.
99. Bautista IJ, Chiroso IJ, Tamayo IM, Gonzalez A, Robinson JE, Chiroso LJ, et al. Predicting Power Output of Upper Body using the OMNI-RES Scale. *Journal of human kinetics*. 2014 Dec 9;44:161-9.
100. Medicine ACoS. American College of Sports Medicine position stand. Progression models in resistance training for healthy adults. *Medicine and science in sports and exercise*. 2009;41(3):687-708.
101. Fox SM, 3rd, Naughton JP, Haskell WL. Physical activity and the prevention of coronary heart disease. *Annals of clinical research*. 1971 Dec;3(6):404-32.
102. Tozzi C. La scienza del natural bodybuilding. *Come allenarsi (poco) ed incrementare (tanto) con il metodo BIIIO (breve, intenso, infrequente, organizzato)*. Figline Valdarno (FI): Sandro Ciccarelli Editore; 2001.
103. Garber C, Blissmer B, Deschenes M, Franklin B, Lamonte M, Lee IM, et al. American College of Sports Medicine position stand. Quantity and quality of exercise for developing and maintaining cardiorespiratory, musculoskeletal, and neuromotor fitness in apparently healthy adults: guidance for prescribing exercise. *Medicine and science in sports and exercise*. 2011;43(7):1334-59.

104. Barbero M, Merletti R, Rainoldi A. Atlas of Muscle Innervation Zones, Understanding Electromyography and Its Applications. Italy: Springer 2012.
105. International Weightlifting Federation. Technical and competition rules & regulations. Budapest: The International Weightlifting Federation; 2013.
106. Moras G, Rodríguez-Jiménez S, Busquets A, Tous-Fajardo J, Pozzo M, Mujika I. A metronome for controlling the mean velocity during the bench press exercise. *Journal of strength and conditioning research / National Strength & Conditioning Association*. 2009;23(3):926-31.
107. Winter DA. Biomechanics and motor control of human movement. Fourth ed ed. New Jersey (USA): Hoboken; 2009.