



A.D. MDLXII

UNIVERSITÀ DEGLI STUDI DI SASSARI

SCUOLA DI DOTTORATO DI RICERCA IN SCIENZE BIOMEDICHE

Direttore della Scuola: Prof. Andrea Piana

INDIRIZZO: Fisiologia, Morfologia e Fisiopatologia del Sistema Nervoso

Responsabile di Indirizzo: Prof. Eusebio Tolu

XXVI CICLO

**VALUTAZIONE DEGLI EFFETTI DELL'ALLENAMENTO
CONTROLATERALE SULLA PERFORMANCE DEI
MUSCOLI DORSIFLESSORI DELLA CAVIGLIA IN
SOGGETTI SANI.**

Tutor:

Prof. Franca Deriu

Tesi di dottorato di:

Dott. Francesco Pisanu

Anno Accademico 2013 – 2014

INDICE

INTRODUZIONE.....	5
ADATTAMENTI DELLA FORZA ALL'ALLENAMENTO.....	6
CARATTERISTICHE DEL FENOMENO CROSS-TRAINING.....	12
MECCANISMI.....	14
Adattamenti muscolari	15
Adattamenti neurali.....	15
<i>Midollo spinale</i>	16
<i>Corteccia motoria</i>	17
<i>Vie corticospinali ipsilaterali</i>	20
<i>Centri sottocorticali</i>	21
MISURAZIONE DELL'EFFETTO CROSS-TRAINING.....	22
Distretti studiati.....	25
OBIETTIVI DELLO STUDIO.....	27
METODI.....	28
Partecipanti.....	28
Disegno sperimentale.....	28
Test della prestazione muscolare.....	29
Trattamento.....	30
Trasferimento netto della forza e del lavoro muscolare.....	31
Analisi statistica.....	32

RISULTATI.....	34
Cross training della prestazione muscolare: PT.....	35
Cross training della prestazione muscolare: MW.....	38
Rapporto lavoro muscolare su forza massima.....	40
DISCUSSIONE.....	41
Effetto cross training nei muscoli dorsiflessori della caviglia	41
Relazione tra massimo momento di forza e lavoro muscolare	44
CONCLUSIONI.....	48
BIBLIOGRAFIA.....	49

INTRODUZIONE

L'effetto cross-training (CT), detto anche "cross-education" o "cross-transfer", consiste nel miglioramento della prestazione di un arto non allenato a seguito di un periodo di esercizio dell'arto omologo controlaterale (Farthing et al. 2005).

In termini più generici indica un adattamento bilaterale a una pratica motoria continuativa monolaterale (Farthing e Zehr 2014). Tale adattamento è stato osservato sia in termini di acquisizione di abilità motorie che d'incremento di forza (Zhou 2000, Munn et al. 2004, Farthing 2009). In questo studio ci si riferisce, se non altrimenti specificato, al trasferimento della capacità di generare forza.

ADATTAMENTI DELLA FORZA ALL'ALLENAMENTO

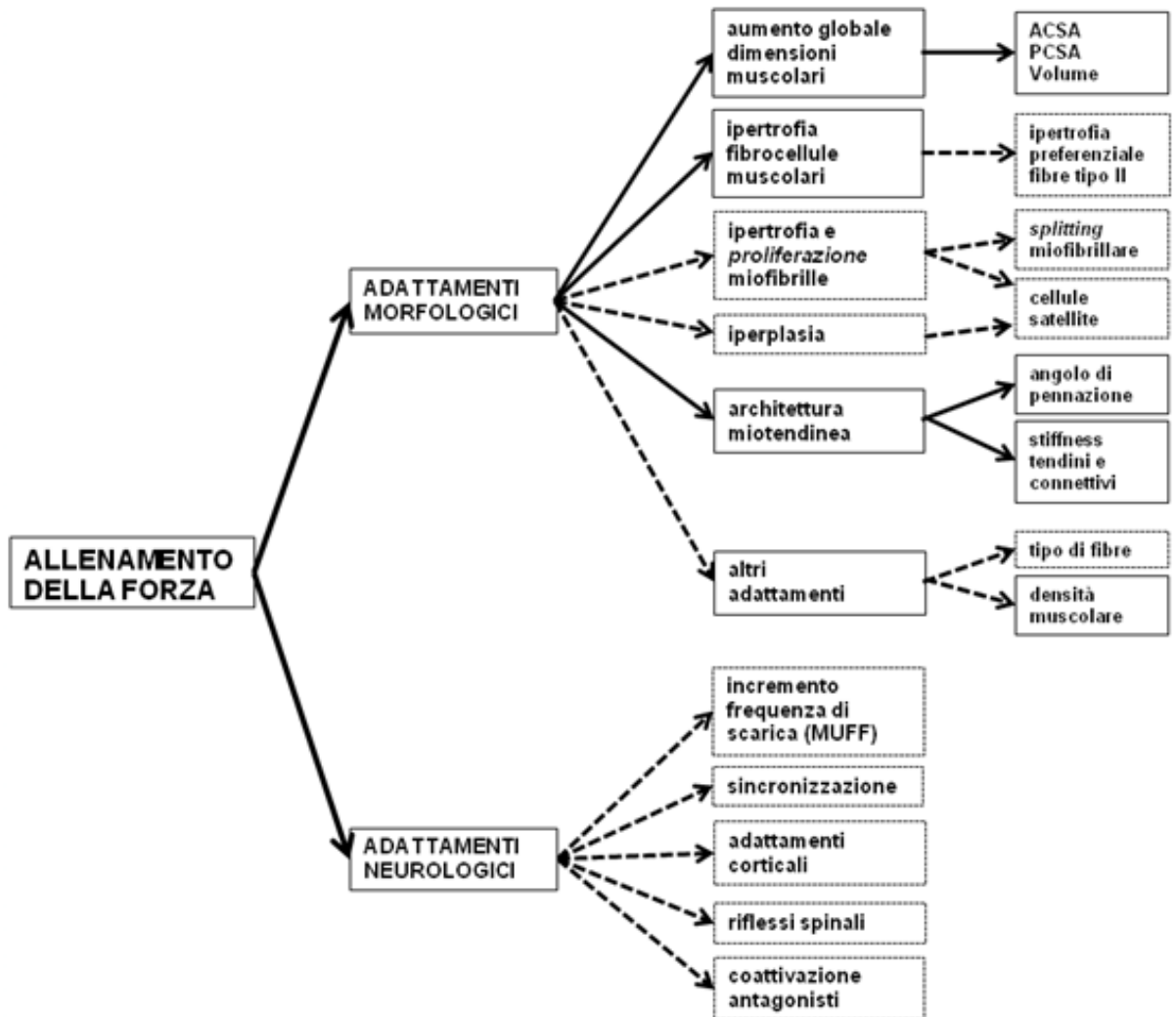


Fig. 1: adattamenti morfologici e neurologici in seguito all'allenamento della forza (Folland e William 2007); le linee tratteggiate indicano meccanismi possibili: ACSA area della sezione trasversa anatomica; PCSA area della sezione trasversa fisiologica; MUFF *motor unit firing frequency*.

L'adattamento morfologico più evidente conseguente all'allenamento della forza consiste nell'aumento delle dimensioni globali del muscolo. Per quanto facilmente osservabile, la misurazione di quest'adattamento è meno semplice di quanto possa

sembrare; le grandezze più spesso valutate sono l'area della sezione trasversa anatomica (ACSA), l'area della sezione trasversa fisiologica (PCSA) ed il volume muscolare. Al di là delle difficoltà tecniche o delle problematiche metodologiche è ancora aperta una discussione interpretativa su quale di queste misure rifletta meglio l'incremento della forza. L'incremento volumetrico del muscolo è influenzato da diversi fattori quali: età, sesso, gruppo muscolare (Folland e William 2007) e ipertrofia selettiva (di un muscolo all'interno di un gruppo muscolare o di una porzione di uno stesso muscolo) (Housh et al. 1992).

La principale risposta adattativa all'allenamento della forza è l'ipertrofia delle fibre muscolari che conduce propriamente ad un aumento del tessuto contrattile. Quest'adattamento viene dimostrato con l'esame biotico che, pur essendo il *gold standard*, rappresenta comunque una metodica operatore dipendente, per cui mentre esiste una forte evidenza in letteratura riguardo l'ipertrofia delle fibrocellule muscolari, andrebbero considerati con cautela i dati provenienti da un singolo campione (Gollnick e Matoba 1984). Le fibre di tipo II sembrano dimostrare una maggior plasticità ipertrofizzandosi ed atrofizzandosi più rapidamente rispettivamente con il condizionamento ed il decondizionamento (Hakkinen et al. 1981).

Altri possibili adattamenti morfologici a livello muscolare includono l'iperplasia il cui contributo all'incremento dell'area trasversa del muscolo come risposta adattativa funzionale rimane controverso (Folland e William 2007). La proliferazione delle cellule satelliti situate tra la membrana plasmatica della fibra muscolare e la lamina basale sembrerebbe implicata tanto nell'iperplasia (Gonyea et al.

1986) quanto nell'ipertrofia delle fibre muscolari (Folland e William 2007).

L'aumento del numero delle miofibrille è stato indicato come un determinante dell'ipertrofia delle fibre muscolari (MacDougall et al. 1980) ed un possibile meccanismo di tale "proliferazione" consisterebbe secondo il modello proposto da Goldspink (1992) in una scissione o *splitting* longitudinale che inizierebbe a livello della linea Z a causa delle linee di trazione, oblique a questo livello, sui filamenti di actina più periferici della miofibrilla.

L'orientamento delle fibre muscolari rispetto al tessuto connettivo ed al tendine influenza la forza muscolare e sembra esibire un certo grado di plasticità. Recenti studi (Aagaard et al. 2001, Reeves et al. 2004) forniscono una forte evidenza che l'allenamento della forza possa determinare un aumento dell'angolo di pennazione che nella maggior parte dei muscoli è decisamente inferiore all'angolo ottimale di 45° (Alexander e Vernon 1975), quest'adattamento fornirebbe un contributo sostanziale all'incremento della forza muscolare.

La rigidità o *stiffness* del tessuto tendineo, in altre parole la resistenza all'elongazione, aumenta nell'uomo dopo l'allenamento isometrico (Kubo et al. 2001) ed isotonicamente (Kubo et al. 2002).

La maggior parte degli studi in letteratura sugli adattamenti muscolari all'allenamento della forza fornisce evidenze contrarie alla sostanziale variazione del tipo di fibre muscolari (Folland e William 2007).

L'evidenza dell'esistenza di adattamenti neurologici, che comprendono processi di apprendimento e coordinazione, conseguenti all'allenamento della forza deriva in gran parte da prove

indirette (Folland e William 2007): i) l'incremento della forza dopo l'allenamento è specifico per la postura impiegata (Wilson et al. 1996), questo fatto potrebbe essere legato in un certo grado all'apprendimento di un'abilità motoria che prevede l'impiego dei muscoli stabilizzatori e la loro sequenza di attivazione (Folland e William 2007); ii) effetto cross-training (Zhou 2000); iii) efficacia dell'immaginazione della contrazione muscolare nel generare un incremento di forza in alcuni muscoli (Yue e Cole 1992).

Il semplice fatto che durante la contrazione massimale la forza mostra delle sostanziali fluttuazioni indica che la forza massima è quantomeno difficile da raggiungere. Con l'allenamento della forza ad elevata intensità, l'attivazione dei muscoli agonisti può aumentare attraverso un maggior reclutamento delle unità motorie o un incremento della frequenza di scarica, assumendo che queste siano sub-ottimali prima dell'allenamento (Folland e William 2007). Molte delle metodiche impiegate per valutare gli adattamenti neurologici presentano delle limitazioni che rendono tali misurazioni suscettibili ad un certo grado di imprecisione (per esempio le variazioni di impedenza della cute e del tessuto sottocutaneo e il riposizionamento degli elettrodi possono ridurre l'affidabilità delle misure elettromiografiche ripetute) o di difficile interpretazione.

Non sono chiari il meccanismo e il contributo relativo dei vari possibili adattamenti neurali conseguenti all'allenamento della forza (fig. 1).

Un incremento dell'attivazione dei muscoli agonisti può essere dovuto all'incremento del reclutamento delle unità motorie o della loro frequenza di scarica, anche in relazione ai muscoli in questione, ma l'evidenza scientifica di un incremento del reclutamento di unità

motorie come risposta adattativa richiede una dimostrazione dell'attivazione di una popolazione di unità motorie non coinvolte nella contrazione muscolare prima del periodo di allenamento, tale dimostrazione va al di là delle nostre attuali possibilità tecniche (Folland e William 2007).

L'incremento del reclutamento e/o della frequenza di scarica presuppone qualche sorta d'incremento degli impulsi nervosi provenienti dai livelli spinali o sopraspinali.

Gli adattamenti a livello corticale sono stati studiati con tecniche di neuro-imaging e di stimolazione magnetica transcranica (TMS): quest'ultima metodica ha dimostrato effetti piuttosto contraddittori in diversi studi, essendo riportato in alcuni un incremento in altri una riduzione dell'eccitabilità corticale e cortico-spinale a seguito dell'allenamento della forza di diversi muscoli (Folland e William 2007); gli studi di neuroimaging consentono di visualizzare l'organizzazione delle rappresentazioni corticali motorie ma non possono indicare con esattezza il percorso specifico del segnale (Hendy et al. 2012) ed i meccanismi di una eventuale plasticità corticale.

La valutazione dei riflessi spinali attraverso lo studio del riflesso H e dell'onda V, al di là della rilevanza di queste misurazioni, conduce a risultati discordanti ed il significato di questi effetti rimane tutt'ora largamente controverso (Folland e William 2007).

La coattivazione dei muscoli antagonisti durante l'esercizio oltre a ridurre il momento netto di forza, potrebbe compromettere la capacità di massima attivazione dei muscoli agonisti attraverso il meccanismo dell'inibizione reciproca. L'allenamento porterebbe ad una miglior coordinazione tra agonisti ed antagonisti e la letteratura

riporta, seppur non costantemente, un minor livello di coattivazione dei muscoli antagonisti negli atleti di forza rispetto ai controlli non allenati (Folland e William 2007).

Il peso delle prove indirette (effetto CT, rapido guadagno della forza nelle fasi iniziali del programma di allenamento, specificità) suggerisce un ruolo sostanziale dei meccanismi adattativi neurologici che potrebbe essere legato principalmente a fenomeni di apprendimento e a cambiamenti nella coordinazione intermuscolare, ma la precisa natura di questi meccanismi rimane ancora lontana dall'essere chiarita.

CARATTERISTICHE DEL FENOMENO CROSS-TRAINING

È noto che gli adattamenti neuromuscolari conseguenti all'allenamento della forza sono specifici, in altre parole le modificazioni strutturali e funzionali indotte sono confinate alle strutture bersaglio dell'esercizio. Il fenomeno del CT sembra contraddire il concetto di specificità in quanto è osservabile un adattamento nei muscoli controlaterali, non direttamente coinvolti nell'allenamento monolaterale (Zhou 2000). Ciononostante il CT mostra delle caratteristiche di specificità:

- i) l'adattamento si verifica per i muscoli omologhi controlaterali;
- ii) il guadagno di forza controlaterale è maggiore quando le procedure di test riproducono le procedure di esercizio.

Il fenomeno del trasferimento controlaterale della forza è stato osservato oltre un secolo fa (Scripture et al. 1894) e successivamente riprodotto in diversi studi. Nell'ultimo ventennio è stato studiato sistematicamente con una varietà di protocolli, differenti per durata, intensità e modalità di allenamento: contrazioni volontarie o stimulate elettricamente, esercizi isometrici, concentrici o eccentrici. Dall'analisi della letteratura l'entità media dell'effetto CT della forza sarebbe del 7,8%, corrispondente a circa il 52% dell'incremento di forza osservato nell'arto allenato (Carroll et al. 2006).

In realtà la grandezza dell'effetto varia notevolmente nei diversi studi: da non significativa (Davies et al. 1988, Housh et al. 1992) ad oltre il 77% per contrazioni volontarie eccentriche (Hortobagyi et al.

1997) e 104% per contrazioni eccentriche in associazione all'elettrostimolazione (Hortobagyi et al. 1999).

Il trasferimento della prestazione è correlato con il guadagno di forza osservato nell'arto allenato: il guadagno controlaterale è generalmente compreso tra il 20,9 ed il 49,3% dell'incremento di forza del lato allenato (Munn et al. 2004). Questi valori sono piuttosto variabili e Farthing riporta un guadagno di forza uguale o superiore al 100% dell'incremento ottenuto nell'arto addestrato (Farthing et al. 2005 e 2007).

Il trasferimento controlaterale della forza è stato osservato indipendentemente dalle dimensioni del muscolo allenato, con risultati comparabili tra i grandi muscoli estensori del ginocchio (Komi et al. 1978) e i muscoli intrinseci della mano (Yue e Cole 1992, Munn et al. 2004).

In letteratura è stato riportato un effetto CT mediamente superiore per gli arti inferiori rispetto agli arti superiori: 10,4% contro 3,8%, senza però una differenza statisticamente significativa (Munn et al. 2004).

Il fenomeno è stato indotto su entrambi i lati, ma, almeno per l'arto superiore, esiste l'evidenza di un'asimmetria legata alla dominanza, con un maggior trasferimento di forza dall'arto dominante a quello non dominante (Farthing 2009).

La grande variabilità dei risultati potrebbe dipendere dal disegno dello studio o dal protocollo di allenamento impiegato (Munn et al. 2004; Hendy et al. 2012).

MECCANISMI

Le precise dinamiche alla base del trasferimento controlaterale della forza muscolare non sono ancora state chiarite.

Sono ipotizzabili due possibili meccanismi attraverso i quali un esercizio monolaterale potrebbe determinare un incremento della forza nel lato opposto non allenato (Carroll et al. 2006):

- i) l'allenamento monolaterale della forza potrebbe indurre una diffusione controlaterale (*spill-over*) di impulsi nervosi capace di indurre un adattamento nel sistema di controllo dell'arto non allenato;
- ii) l'allenamento monolaterale potrebbe indurre nel sistema di controllo dell'arto allenato un adattamento direttamente accessibile anche all'arto non allenato.

Questi meccanismi potrebbero non essere mutuamente esclusivi ed essere entrambi coinvolti nel trasferimento controlaterale della forza (Carroll et al. 2006). Un adattamento muscolare controlaterale potrebbe essere mediato dalle alterazioni ormonali determinate dall'esercizio monolaterale ma questo meccanismo non sembra giocare un ruolo primario nell'effetto CT per diverse ragioni: i) il trasferimento di forza è specifico per muscoli omologhi controlaterali e tale specificità è difficilmente spiegabile con l'effetto di mediatori sistemici; ii) l'entità dell'effetto cross-training non è correlata con le dimensioni del muscolo testato, nonostante l'allenamento di grossi gruppi muscolari induca acutamente una maggiore risposta ormonale (Kraemer e Ratamess 2005).

Adattamenti muscolari

Abbiamo già riportato che l'allenamento della forza può indurre diversi adattamenti nel muscolo bersaglio responsabili dell'incremento della forza del muscolo allenato. Tali adattamenti non sono evidenziabili attraverso misurazioni antropometriche (anche assistite da tecniche di diagnostica per immagini) o esami istologici, in muscoli che hanno dimostrato un incremento di forza a seguito dell'allenamento di muscoli omologhi controlaterali (Moritani e DeVries 1979, Narici et al. 1989, Ploutz et al. 1994, Hortobagyi et al. 1996, Houston et al. 1983). Questo fatto pur non escludendo la possibilità di un effetto sul muscolo, suggerisce che la plasticità muscolare non giocherebbe un ruolo primario nel fenomeno del CT.

Adattamenti neurali

Accettato che i meccanismi di adattamento muscolare non contribuiscono in maniera sostanziale al cross-training, l'effetto deve essere mediato da cambiamenti nel modo in cui i muscoli sono attivati dal sistema nervoso centrale, attraverso un incremento degli impulsi nervosi ai muscoli agonisti o sinergici, o una riduzione verso i muscoli antagonisti. Possibili meccanismi per questo tipo di adattamento includono: cambiamenti nello schema o *pattern* di attivazione neurale associato al comando motorio e adattamenti nei circuiti neurali coinvolti nella pianificazione ed esecuzione motoria (Carroll et al. 2006). A questo proposito ci si può aspettare che i meccanismi neurali alla base del cross-training, riproducano in qualche misura gli adattamenti neurali che inducono l'incremento di

forza nell'arto allenato direttamente. Ma, come abbiamo già sottolineato, la precisa natura del meccanismo adattativo neurologico responsabile dell'incremento di forza nel muscolo allenato non è ben chiara (Carroll et al. 2006, Folland e William 2007) e pertanto, le considerazioni riguardo il meccanismo che porta al trasferimento controlaterale di forza si focalizzano sull'identificazione dei siti anatomici di una possibile interazione "crociata" per i due lati.

Midollo spinale.

Esiste una complessa rete di circuiti nel midollo spinale che influenza i segnali motori in uscita, sia attraverso circuiti riflessi sia attraverso una modulazione discendente (Pierrot-Deseilligny e Burke 2005). Questa rete di circuiti modula i comandi motori diretti ai muscoli agonisti, sinergici ed antagonisti e di conseguenza influenza la capacità di generare forza. Diverse caratteristiche fondamentali di questa rete sono state identificate, ma rimangono ancora molte questioni da chiarire come per esempio il ruolo di molti circuiti polisinpatici (Pierrot-Desseilligny e Burke 2005). Nonostante esistano a livello midollare, estese interazioni crociate, che possono fornire una base anatomo-funzionale per il cross-training, il contributo dei meccanismi midollari a questo fenomeno è piuttosto controverso.

Esiste in letteratura un consenso abbastanza generale sul fatto che gli adattamenti neurali associati all'effetto cross-training della forza si verificherebbero a livelli sopraspinali indipendentemente dal muscolo allenato (Carroll et al. 2006, Lagerquist et al. 2006,

Farthing et al. 2005, Hendy et al. 2012). Tale consenso deriva soprattutto dallo studio del riflesso H. Dei tre studi che ad oggi hanno analizzato il riflesso H controlaterale all'arto allenato, due non hanno dimostrato alcuna variazione (Lagerquist et al. 2006, Fimland et al. 2009), mentre uno più recente (Dragert e Zehr 2011) interpreta le variazioni osservate come la prima evidenza di un adattamento midollare bilaterale all'allenamento monolaterale. In realtà di per se le modificazioni del riflesso H non possono essere attribuite esclusivamente a meccanismi spinali, poiché l'eccitabilità del motoneurone può essere modulata anche da input corticospinali (Hendy et al. 2012), ma, in ogni caso, anche l'assenza di variazioni misurabili del riflesso H controlaterale, non esclude che ci possano essere degli adattamenti spinali alla base del fenomeno CT mediati da altri meccanismi (Carroll et al. 2006, Fimland et al. 2009, Hendy et al. 2012). L'evidenza di un notevole trasferimento controlaterale della forza (>100%) in seguito all'allenamento con elettrostimolazione muscolare (Hortobagyi et al. 1997) potrebbe suggerire un ruolo spinale significativo, e la possibilità che attraverso l'elettromiostimolazione si possa accedere a dei meccanismi non accessibili agli impulsi centrali durante l'allenamento volontario (Zhou 2000).

Meccanismi sopraspinali

Corteccia motoria

Un'estesa rete di circuiti distribuita principalmente nei lobi frontali della corteccia cerebrale è coinvolta nella pianificazione ed esecuzione del movimento volontario. Queste aree motorie hanno

un'organizzazione gerarchica, dai processi "superiori", decisionali e di pianificazione nelle regioni prefrontali al relativamente diretto controllo del segnale per i motoneuroni nell'area motoria primaria M1. La maggior parte delle aree motorie corticali possiedono delle connessioni interemisferiche attraverso il corpo calloso, così come esistono delle proiezioni corticospinali bilaterali ed ipsilaterali (Carroll et al. 2006). Queste connessioni, fornendo agli impulsi nervosi in uscita da un emisfero una via per stimolare i muscoli ipsilaterali e controlaterali, rappresentano altrettanti possibili siti anatomici implicati nell'effetto CT (Hendy et al. 2012, Carroll et al. 2006). In effetti durante l'ideazione, la pianificazione e l'esecuzione del movimento monolaterale si verifica un'attività cortico-spinale bilaterale, estesa anche ad aree motorie distinte da M1, che viene descritta come irradiazione motoria. L'irradiazione motoria è l'espressione della diffusione di segnali nervosi dalla corteccia motoria attiva a quella "inattiva", e questo *spill-over* è un possibile candidato tra i meccanismi in grado di contribuire sostanzialmente al fenomeno del CT (Carson 2005, Hortobagyi et al. 2011, Strens et al. 2003, Perez e Cohen 2008). Queste osservazioni sono avvalorate dagli studi di neuroimaging che, pur fornendo una diretta evidenza dell'irradiazione motoria, non possono indicare con esattezza il percorso specifico del segnale. Ulteriori prove a favore del ruolo dei meccanismi corticali nel CT sembrano essere fornite dalle variazioni dell'eccitabilità corticale osservate con la TMS (Hendy et al. 2012). Studi di TMS evidenziano non solo l'incremento a breve termine dell'eccitabilità della corteccia innervante l'arto a riposo durante le contrazioni dell'arto controlaterale (Muellbacher et al. 2000, Stedman et al. 1998, Stinear et al. 2001) ma anche che un periodo

di allenamento unilaterale può indurre una combinazione di aumentata eccitabilità e ridotta inibizione nelle aree corticali che innervano i muscoli controlaterali (Hortobagyi et al. 2010, Hendy et al 2012). Gli effetti della TMS in letteratura appaiono comunque ancora piuttosto contraddittori (Folland e William 2007).

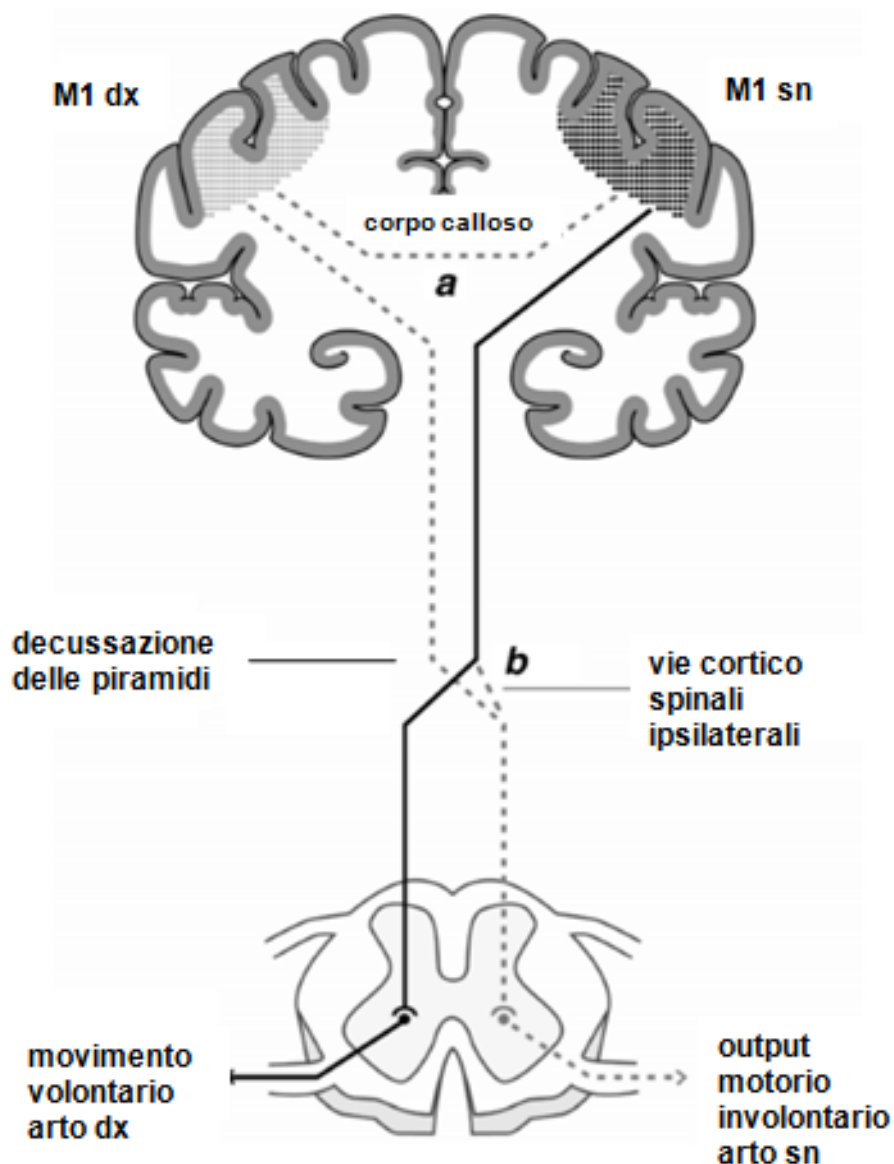


Fig. 2: rappresentazione dell'irradiazione motoria (da Hendy et al. 2012 modificato): via per l'impulso motorio volontario (linea continua) e per quello ipsilaterale involontario (linea tratteggiata); i più plausibili livelli dello *spill-over* sono a livello inter-emisferico (a) attraverso il corpo calloso, cortico-spinale e spinale (b) fibre corticospinali ipsilaterali.

L'importanza dei meccanismi corticali nel fenomeno CT sembra essere sottolineata anche da una caratteristica dello stesso fenomeno: l'asimmetria. Esiste in generale un'asimmetria interemisferica riguardo la capacità della corteccia di contribuire al controllo motorio ipsilaterale. Nella maggior parte dei soggetti l'emisfero sinistro (che nei destrimani proietta sull'arto dominante) controlla l'arto sinistro in misura molto superiore rispetto a quanto non faccia l'emisfero destro sull'arto destro (Verstynen et al 2005, Kawashima et al. 1993, Fadiga et al. 1999). Questo fatto suggerisce che i circuiti del sistema di controllo motorio dell'arto dominante possano essere "accessibili" per incrementare la forza sul lato non allenato.

Vie corticospinali ipsilaterali

Oltre alle connessioni interemisferiche, le vie corticospinali ipsilaterali potrebbero giocare un ruolo nel cross-training. È noto che circa il 10-15% delle fibre corticospinali non decussa nel midollo, ma rimane controversa la funzione di queste fibre nel controllo dei muscoli appendicolari. Per molti anni si è pensato che queste fibre innervassero solo muscoli assiali e di conseguenza non potessero contribuire al CT. Studi più recenti sembrano però dimostrare un ruolo delle vie corticospinali ipsilaterali nel ristabilire il movimento anche dei muscoli distali degli arti in seguito a lesioni dell'area M1 in pazienti affetti da esiti di ictus (Perez e Cohen 2008). Questo suggerisce che l'attivazione delle fibre corticospinali ipsilaterali potrebbe contribuire all'irradiazione motoria e al guadagno controlaterale di forza caratteristiche del CT.

Francesco Pisanu, Valutazione degli effetti dell'allenamento controlaterale sulla performance dei muscoli dorsiflessori della caviglia in soggetti sani. Tesi di Dottorato in Scienze Biomediche, Università degli Studi di Sassari

Centri sottocorticali

Si sa ben poco sul potenziale di interazione “crociata” a livello dei centri sottocorticali coinvolti nel movimento (nuclei della base, nuclei del tronco encefalico e cervelletto) che danno origine alle vie extrapiramidali (Carroll et al. 2006). Benché la lesione monolaterale dei nuclei della base produca disturbi motori bilaterali, non c'è evidenza che i circuiti sottocorticali contribuiscano ad una interazione crociata tra gli arti, con la possibilità di un trasferimento controlaterale di forza. Comunque il solo fatto che esista una connessione anatomica non permette di escludere completamente un qualche meccanismo a questo livello.

Ci sono dunque, numerosi siti anatomici che possono contribuire agli adattamenti coinvolti nel CT (Munn et al. 2004, Carroll et al. 2006, Fimland et al. 2009, Kidgel et al. 2011) e, benché quelli corticali possano sembrare preponderanti, la letteratura corrente non è in grado di fornire conclusioni riguardo l'importanza dei vari meccanismi (Carroll et al. 2011, Pearce et al. 2013). Sembrerebbe plausibile un modello multifattoriale (Hortobagyi 2005) in cui i vari meccanismi spinali e sopraspinali possano non essere mutuamente esclusivi e l'intervento degli uni o degli altri possa differire anche in relazione ai gruppi muscolari bersaglio, ai protocolli di allenamento, ed ai diversi individui (Carroll et al. 2006).

MISURAZIONE DELL'EFFETTO CROSS-TRAINING

In generale gli studi sul CT si sono focalizzati su parametri che descrivono la forza massima, principalmente il peak torque (PT) isocinetico, la massima contrazione isotonica e la massima contrazione volontaria isometrica.

La dinamometria isocinetica, considerata il *gold standard* per la misurazione della prestazione muscolare (Kannus 1994) è stata ampiamente impiegata anche per lo studio del fenomeno CT (Hortobagyi et al. 1997, 1999, Evetovich et al. 2001). Tra le molteplici variabili che vengono misurate dalle moderne macchine isocinetiche, il PT viene considerato come il dato più coerente ed affidabile oltre ad essere di gran lunga il valore più comunemente riportato negli studi di isocinetica (Davies 1992, Kannus 1994). Altre variabili come il momento medio, "mean torque" (MT) ed il lavoro muscolare (MW) sono solitamente trascurate in virtù del fatto che il PT è da tempo considerato come l'unico parametro necessario e sufficiente per descrivere la prestazione muscolare (Kannus 1994, Woodson et al. 1995). Un indice di correlazione r di Pearson da moderato a elevato (> 0.7) del PT con il MT, il lavoro e la potenza avvalorerebbe questa posizione (Bandy e Timm 1992). Al contrario Kramer e McDermid (1989) affermano che queste misure non sono identiche, e in accordo con loro Dvir e David (1995) specificano che un'elevata correlazione lineare di per se non legittima l'impiego intercambiabile di questi parametri.

Il PT è definito come il massimo momento di forza muscolare sviluppato in un istante durante una ripetizione ed indica la massima

capacità di forza del muscolo (Davies 1992). Il MT invece rappresenta il momento di forza medio all'interno di un set di ripetizioni massimali. Ci si aspetta che PT e MT siano fortemente correlati, poiché il primo rappresenta il punto più alto della curva del momento di forza in una ripetizione mentre il secondo, la media di questi valori in un set di ripetizioni massimali.

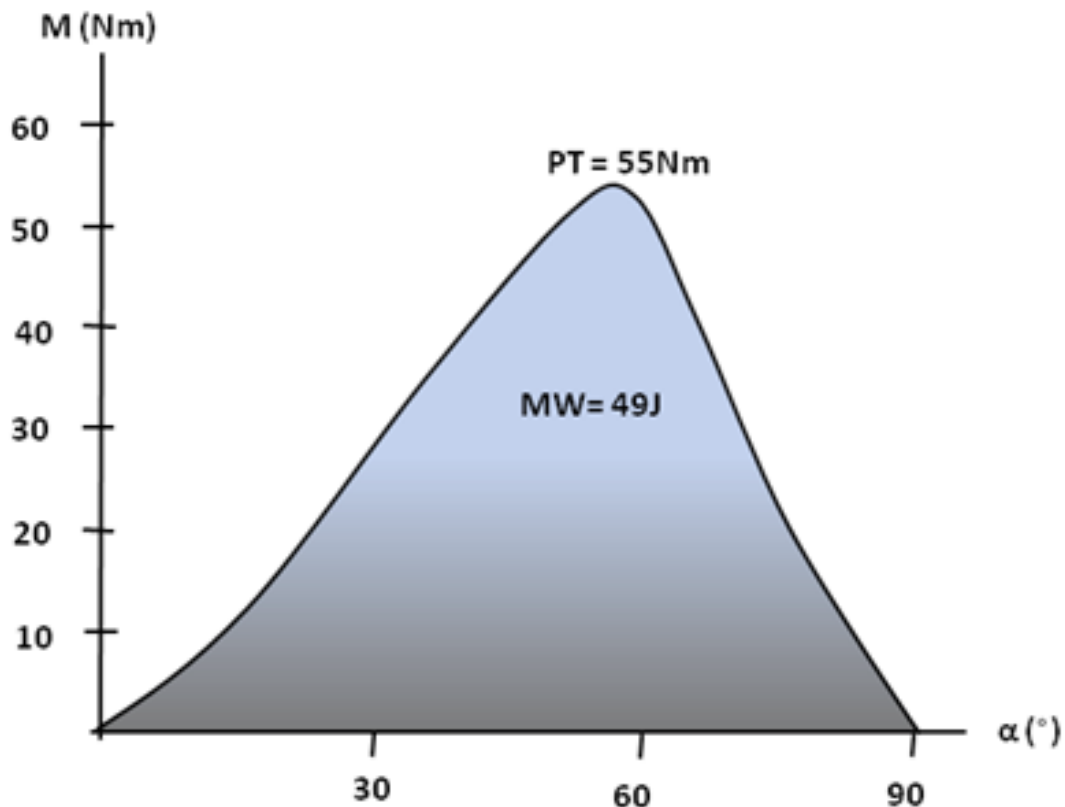


Fig. 3: il *peak torque* (PT) rappresenta il massimo momento di forza misurato e corrisponde all'altezza della curva dei momenti di forza; il lavoro muscolare (MW) è l'espressione del momento di forza generato durante tutta l'escursione di movimento e corrisponde all'area sottesa dalla curva.

Il lavoro muscolare rappresenta il momento di forza sviluppato lungo tutta l'escursione articolare (predefinita nella dinamometria isocinetica), il lavoro medio "*mean work*" (meanW) esprime la media del lavoro misurato in un set di ripetizioni ed è difficilmente riportato nelle valutazioni isocinetiche della forza; il lavoro massimale "*max*

work" ($\max W$) esprime il lavoro totale nella ripetizione "migliore". Dal punto di vista riabilitativo il lavoro è considerato, rispetto al *PT* un miglior indicatore della funzione di un gruppo muscolare, poiché, al di fuori del campo sperimentale, nella quotidianità i muscoli devono poter mantenere un rendimento di forza per un certo arco di movimento e nel tempo (Dvir e David 1995), mentre lo studio della prestazione muscolare solo in termini di *PT* potrebbe portare ad una sopravvalutazione del momento di forza durante la restante parte dell'escursione articolare (Morrissey 1987).

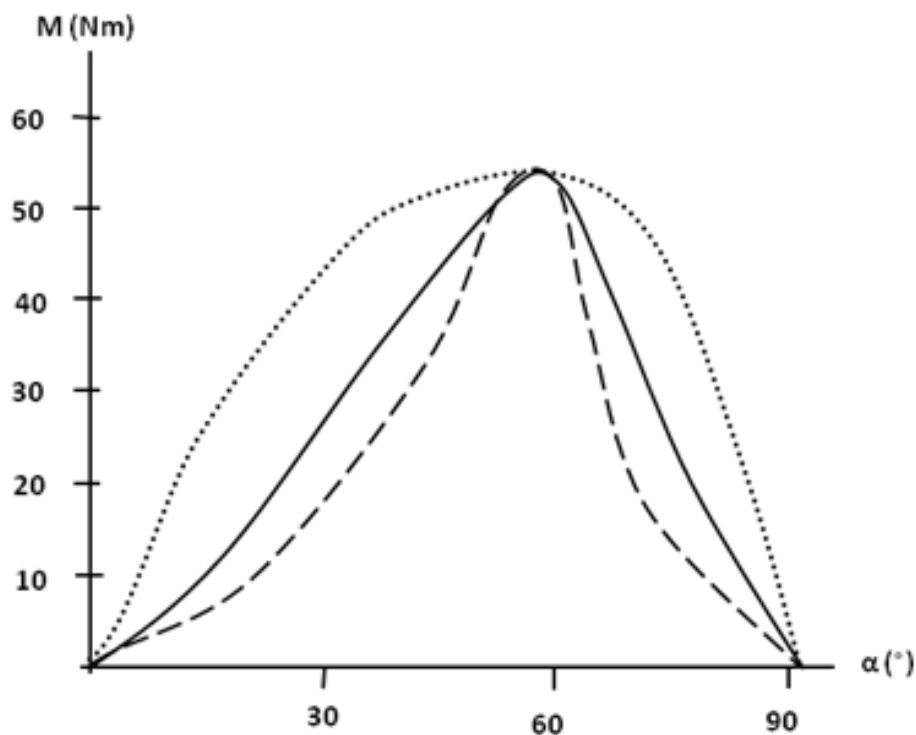


Fig. 4: a parità di altezza, il profilo della curva dei momenti di forza può differire in base alla capacità di generare forza lungo tutta l'escursione articolare, ciò significa che, anche con un'escursione articolare definita, a parità di *peak torque*, la prestazione in termini di lavoro svolto può variare significativamente.

Diversi studi hanno analizzato le relazioni tra il *PT* e gli altri parametri isocinetici, sia sui flessori dorsali che plantari della caviglia

(Woodson et al. 1995), sia sui flessori ed estensori del ginocchio, tanto in condizioni fisiologiche (Davies 1992) quanto in situazioni patologiche (Bandy e Timm 1992, Morrissey 1987), ma non siamo a conoscenza della disponibilità di dati riguardo il cross-training della forza all'arto non allenato in termini di lavoro muscolare.

Distretti studiati

Riguardo ai distretti corporei studiati nell'ambito del cross-training, in letteratura si ritrovano studi sia sugli arti superiori, principalmente riguardanti muscoli del polso e del gomito, che sugli arti inferiori, prevalentemente sui flessori ed estensori del ginocchio ed i plantarflexori della caviglia (per riferimenti vedi review di Zhou 2000, Munn 2004, Farthing 2009).

Solo pochi studi hanno affrontato il trasferimento di forza indotto dal cross-training a livello del muscolo tibiale anteriore e dei muscoli dorsiflessori della caviglia (Tachino et al. 1989, Uh et al. 2000, Dragert e Zehr 2011) e in nessuno si è studiato il fenomeno anche in termini di lavoro muscolare oltre che di forza massima.

Da un punto di vista pratico questo fatto è piuttosto sorprendente considerato il ruolo del muscolo tibiale anteriore nella locomozione umana e le implicazioni cliniche dovute al suo deficit di forza. È interessante notare che questa lacuna della letteratura, potrebbe aver contribuito ad una sottovalutazione del potenziale del CT come strategia riabilitativa nelle condizioni caratterizzate da un deficit di forza marcatamente asimmetrico (per esempio legate a un danno

neurologico od all'immobilizzazione legata al trattamento di diverse patologie ortopediche), infatti, l'efficacia del CT è stata studiata solo molto recentemente nel recupero della funzione del muscolo tibiale anteriore di pazienti affetti da esiti di ictus (Dragert e Zehr 2013) e di paralisi dello SPE (Manca et al. 2014).

OBIETTIVI DELLO STUDIO

Questo studio si propone di misurare l'effetto cross-training sul muscolo tibiale anteriore di soggetti sani valutando:

- i) l'entità del trasferimento della prestazione muscolare non solo in termini di forza massima ma anche di lavoro muscolare;
- ii) se l'esercizio possa influenzare la relazione tra il lavoro ed il massimo momento di forza in termini di contributo relativo alla prestazione muscolare.

METODI

Partecipanti

Trenta volontari sani (21 maschi, 9 femmine; età $26,7 \pm 4,6$ anni; peso $70,5 \pm 12$ kg) hanno partecipato allo studio. Il protocollo e tutte le procedure sono stati approvati dal comitato Etico della ASL n.1 di Sassari (n. di protocollo 1160/L) in accordo con la dichiarazione di Helsinki. Prima dell'arruolamento tutti i partecipanti hanno firmato un consenso informato e sono stati sottoposti a una visita medica per escludere patologie ortopediche o neurologiche. Ai soggetti è stato chiesto di astenersi da qualsiasi altro tipo di esercizio fisico per tutta la durata dello studio. La regolare partecipazione a qualunque attività sportiva, anche ricreativa, è stata un criterio di esclusione.

Disegno sperimentale

Il lavoro è stato impostato come studio clinico controllato randomizzato a gruppi paralleli. I soggetti sono stati sottoposti ad una valutazione dinamometrica prima (PRE o baseline) e dopo (POST) un periodo di 4 settimane di allenamento o di nessun intervento, in base al gruppo di assegnazione. Completata la valutazione della baseline i partecipanti sono stati assegnati ad un gruppo di intervento (CT: n=15) o a un gruppo di controllo (controllo: n=15) con una metodica di randomizzazione fissa (con rapporto di assegnazione di 1:1) a blocchi, utilizzando il programma Research Randomizer 3.0 (Urbaniak and Plous, 2013). La valutazione dei risultati e l'analisi statistica sono state condotte in cieco rispetto al gruppo di assegnazione.

Test della prestazione muscolare

La prestazione muscolare dei dorsiflessori della caviglia è stata testata per entrambi gli arti con una macchina dinamometrica isocinetica (Biodex System 3, Biodex Medical Systems, Shirley, NY, USA). Ogni partecipante è stato posizionato con le ginocchia flesse a 30° e prendendo come posizione di partenza la massima flessione plantare della caviglia. L'escursione articolare della caviglia è stata mantenuta costante nelle misurazioni PRE e POST. La posizione di partenza della caviglia è stata saldamente assicurata al dinamometro con delle cinghie di velcro. Movimenti accessori sono stati minimizzati vincolando il soggetto con imbragature per le spalle (spallacci), una cintura pelvica, cinghie di contenimento per le cosce e per le caviglie.

Prima delle procedure di test, tutti i soggetti hanno ricevuto le istruzioni verbali «spingi più forte e più veloce che puoi» per l'arto testato, mantenendo l'arto controlaterale rilassato. In una sessione distinta i partecipanti hanno familiarizzato con la metodica isocinetica per minimizzare il possibile effetto di apprendimento associato a questa procedura di sperimentazione (Carroll et al. 2006). Per ogni partecipante la dominanza dell'arto inferiore è stata stabilita attraverso un questionario ed una batteria di test funzionali (piede preferito per calciare, appoggio nello stacco, inizio marcia etc.) (Hoffman et al. 1998). L'arto dominante è stato testato per primo. I soggetti hanno eseguito un riscaldamento predefinito di cinque minuti eseguendo un set da 6-8 ripetizioni di intensità sub massimale a velocità angolari di 45°/s e 90°/s, con un recupero di 2-3 minuti. Dopo 5 minuti sono stati misurati e registrati i valori di PT e

maxMW (da qui MW) della migliore ripetizione a entrambe le velocità angolari per ciascuna caviglia, con un intervallo di recupero di 6 minuti tra i due lati. Non sono stati dati riscontri né incoraggiamenti verbali durante il test, per evitare *bias* dovuti all'interazione operatore-soggetto (Gandevia 2001). L'affidabilità del dinamometro isocinetico e la riproducibilità delle misurazioni sono state stimate con una procedura di test-retest entro una settimana dalla prima misurazione. Per ogni procedura è stato calcolato anche il rapporto MW/PT a 90 e 45°/s.

Trattamento

Il solo gruppo CT è stato sottoposto ad un programma di allenamento della forza. Questo consisteva nell'esercizio monolaterale isocinetico concentrico del muscolo tibiale anteriore più forte, 4 volte alla settimana (lunedì, martedì, giovedì e venerdì), per 4 settimane. Ogni sessione di allenamento durava approssimativamente 25 minuti. Quando veniva saltata una sessione, al soggetto era consentito recuperarla alla fine del ciclo, per garantire che venisse raggiunto il numero prestabilito di sessioni. Poiché alla base dell'effetto CT vi sono principalmente degli adattamenti neurali (Munn et al. 2004, Carroll et al. 2006, Hendy et al. 2012), per avere un maggior impatto sui fattori nervosi che mediano la capacità di forza massimale è stato impiegato un regime di esercizio di massima intensità (Moritani e DeVries 1979, Sale 1988, Enoka 1997), che è stato dimostrato produrre un maggior trasferimento di forza rispetto all'allenamento di intensità moderata (Fimland 2009). Per il trattamento è stato usato lo stesso dinamometro isocinetico e le stesse procedure usate per i test.

Dopo un breve riscaldamento (vedi sopra), i soggetti hanno completato le sessioni di allenamento consistite in 3 set da 4 ripetizioni massimali (RM) a 45°/sec e 3 set da 6 ripetizioni massimali a 90°/s, con 2 minuti di recupero tra i set. Durante l'esecuzione dell'esercizio i partecipanti sono stati spronati verbalmente e forniti di un feedback visivo attraverso la visualizzazione in tempo reale degli output di forza su uno schermo, per stimolare il raggiungimento della prestazione massima.

Trasferimento netto della forza e del lavoro muscolare

La misurazione ripetuta della forza, per effetto della familiarizzazione con le procedure di test e per l'effetto allenante che può avere una singola sessione di allenamento (Phillips et al. 2004), può di per se determinare un incremento della forza misurata. L'effetto di familiarizzazione, osservato anche in precedenti studi sul CT, è stato indicato come una possibile fonte di distorsioni nell'interpretazione dei dati sul reale trasferimento controlaterale della forza (Carroll et al. 2006). Per stimare l'effetto di familiarizzazione è stato impiegato un gruppo di controllo, e per ottenere una misura del trasferimento controlaterale di forza e lavoro muscolare al netto di tale effetto è stata condotta una analisi tra gruppi utilizzando la formula di Carroll (Carroll et al. 2006):

$$\left(\frac{E_{POST} - E_{PRE}}{E_{PRE}} - \frac{C_{POST} - C_{PRE}}{C_{PRE}} \right) 100$$

Dove

E_{POST} indica il valore medio POST trattamento di PT o MW dell'arto più debole, non allenato, del gruppo trattato;

E_{PRE} indica il valore medio PRE trattamento di PT o MW dell'arto più debole, non allenato del gruppo trattato;

C_{POST} indica il valore medio POST trattamento di PT o MW dell'arto più debole del gruppo di controllo non allenato;

C_{PRE} indica il valore medio PRE trattamento di PT o MW dell'arto più debole, del gruppo di controllo non allenato.

Analisi statistica

L'analisi statistica è stata condotta con il programma SPSS per Windows, versione 18.0 (SPSS Inc, Chicago, IL, USA). Salvo diversa indicazione, tutti i valori sono stati riportati come media \pm deviazione standard (SD). Per l'analisi della potenza *a priori* ci siamo serviti del software G*Power (G Power software, Faul et al 2007) assumendo una dimensione dell'effetto attesa moderata (d di Cohen= 0,55), una potenza statistica di 0,80 con un livello di significatività (α) di 0,05 ed ottenendo una dimensione campionaria di 15 soggetti per gruppo.

Le variabili demografiche alla baseline sono state analizzate con i test t di Student o chi-quadrato quando appropriato. Il *test di Levene* è stato utilizzato per valutare l'omogeneità della varianza tra i gruppi per i parametri dinamometrici.

L'accuratezza e l'affidabilità degli strumenti e delle misurazioni sono state valutate con un coefficiente di correlazione intraclassa ($ICC_{2,1}$ modello randomizzato a due vie per misure singole). Il coefficiente di correlazione intraclassa (ICC) è stato calcolato considerando un valore $<0,4$ come indice di scarsa affidabilità, da

0,4 a 0,75 come indice di buona affidabilità e $>0,75$ come indice di eccellente affidabilità (Shrout e Fleiss, 1979). È stata eseguita un'analisi della varianza (ANOVA) per misure ripetute su PT, MW e MW/PT, con i fattori GRUPPO (CT e controllo) e TEMPO (PRE e POST). Quando si osservava una significatività, si procedeva con la comparazione multipla con la correzione di Bonferroni.

In caso di differenze statisticamente significative, seguiva una analisi di varianza ANOVA ad una via o un *t* test di Student per dati appaiati quando appropriato. L'indice *d* di Cohen (che indica *l'effect size*: $\leq 0,5$ piccolo; 0,51-0,79 moderato; $\geq 0,8$ grande) è stato utilizzato per quantificare le differenze dei valori dopo il trattamento. Per l'analisi della correlazione tra PT e MW alle due velocità angolari è stato calcolato il coefficiente di correlazione di Pearson.

RISULTATI

Tutti i partecipanti hanno portato a termine il protocollo.

Alla baseline i gruppi CT e controllo sono risultati statisticamente omogenei per genere, età e peso (Tab. 1).

Tabella 1. Caratteristiche demografiche dei partecipanti.

	CT (n = 15)	Controllo (n = 15)	Statistica
età (anni)	25.7 ± 5.4	27.7 ± 3.7	$F_{1,29} = 1.42; p = 0.24$
95% CI	22.7 – 28.7	25.6 – 29.7	
sexo (%)	F: 5 (33.3%) M: 10 (66.7%)	F: 4 (36.4%) M: 11 (63.6%)	Pearson's $\chi^2: p = 0.5$
peso (kg)	67.1 ± 13.0	73.9 ± 10.2	$F_{1,29} = 2.58; p = 0.12$
95% CI	59.9 – 74.3	68.3 – 79.5	

CT = gruppo Cross-Training; CI = intervallo di confidenza; F = femmine; M =maschi

Tutti i soggetti hanno dimostrato di avere l'arto inferiore destro dominante; l'arto dominante era anche il più forte in tutti i partecipanti allo studio, senza differenze statistiche nei parametri dinamometrici tra i due gruppi.

Il coefficiente di correlazione intra-classe (ICC), che stima l'affidabilità delle misurazioni di PT e MW, variava tra valori di 0,93 e 0,98 rispettivamente a 90 e 45°/s.

Cross training della prestazione muscolare: PT

Il fattore TEMPO è risultato significativo: è stato rilevato un effetto significativo del tempo sia sul lato più forte ($90^\circ/\text{s}$: $F_{1,27}=27.87$; $p<0.0005$; $45^\circ/\text{s}$: $F_{1,27}=27.18$; $p=0.0005$) che su quello più debole ($90^\circ/\text{s}$: $F_{1,27}=13.66$; $p=0.001$; $45^\circ/\text{s}$: $F_{1,27}=22.96$; $p<0.0005$). È stata osservata anche una significativa interazione TEMPO per GRUPPO, sia per l'arto più forte ($90^\circ/\text{s}$: $F_{1,27}=9.06$; $p<0.006$; $45^\circ/\text{s}$: $F_{1,27}=28.93$; $p<0.0005$) che per quello più debole ($90^\circ/\text{s}$: $F_{1,27}=14.82$; $p=0.0002$; $45^\circ/\text{s}$: $F_{1,27}=18.61$; $p<0.0005$).

Comparando i valori PRE-POST intra-soggetti, solo il gruppo CT ha mostrato, a entrambe le velocità angolari, un significativo aumento della forza del lato non allenato, cioè un effetto cross training mostrato in figura 5 e riportato in tabella 2. Un significativo aumento del PT è stato individuato sia nel lato dominante allenato (+21.1% a $90^\circ/\text{s}$, $p=0.0005$, $d=1.07$; +17.3% a $45^\circ/\text{s}$, $p=0.001$, $d=1.29$) sia nel lato non dominante non allenato (+27,7% a $90^\circ/\text{s}$, $p=0.0005$, $d=0.92$; +20% a $45^\circ/\text{s}$, $p=0.001$, $d=1.02$).

Dopo il periodo di trattamento, l'analisi tra gruppi ha mostrato una differenza significativa tra i gruppi per entrambi i lati: dominante ($90^\circ/\text{s}$: $F_{1,28}=8.09$; $p=0.008$; $45^\circ/\text{s}$: $F_{1,28}=11.99$; $p=0.002$) e non dominante ($90^\circ/\text{s}$: $F_{1,28}=6.02$; $p=0.02$; $45^\circ/\text{s}$: $F_{1,28}=26.99$; $p=0.01$). L'incremento netto del PT dalla baseline per lato e per velocità angolare è mostrato in figura 5. Sul lato dominante il guadagno netto era del 15% ($p=0.0003$) a $90^\circ/\text{s}$ e 16.3% ($p=0.0001$) a $45^\circ/\text{s}$, senza differenza significativa tra le velocità angolari (figura 5). Nel lato non dominante e non allenato (tab. 2) il guadagno di forza era del 27.5% a $90^\circ/\text{s}$ ($p=0.0008$) e 17.9% a $45^\circ/\text{s}$ ($p=0.0001$), con un incremento

significativamente maggiore ($p=0.003$) a $90^\circ/s$ piuttosto che a $45^\circ/s$ (Figura 5).

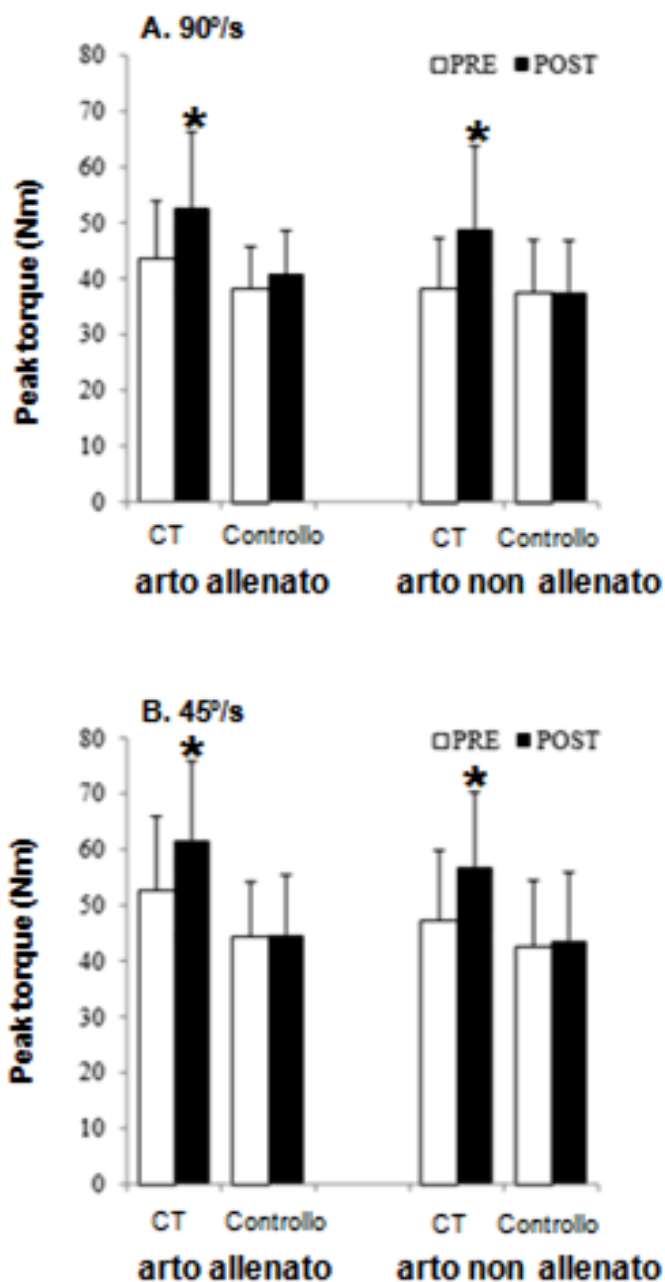


Fig. 5: Valori di Peak torque medio (\pm SD) per i gruppi cross-training (CT) e controllo alla baseline (PRE) e dopo un periodo di 4 settimane di allenamento o nessun intervento (POST). I valori sono riportati per l'arto piú forte e allenato e per l'arto piú debole e non allenato, alle due differenti velocità angolari studiate (A: $90^\circ/s$; B: $45^\circ/s$). * indica una differenza statisticamente significativa ($p < 0.005$) tra le due misurazioni PRE e POST.

Francesco Pisanu, Valutazione degli effetti dell'allenamento controlaterale sulla performance dei muscoli dorsiflessori della caviglia in soggetti sani. Tesi di Dottorato in Scienze Biomediche, Università degli Studi di Sassari

Tabella 2. Variazioni *within-subjects* e *between-subjects* della prestazione muscolare dei muscoli dorsiflessori della caviglia non allenata PRE-POST trattamento.

Variabili dinamo- metriche	CT			Controllo		CT vsControllo	
	PRE	POST	PRE-POST <i>Within- subjects</i>	PRE	POST	PRE-POST <i>Within- subjects</i>	PRE-POST <i>Between- subjects</i>
<i>PT 90°/s</i> 95% IC	38.3 ±7.5 (34.2 – 42.4)	48.9 ±14.9* (40.6 – 57.2)	+27.7%*	37.4±9.5 (28.1 – 42.7)	37.5±9.3 (32.1 – 42.9)	+0.2%	+27.5%*
<i>PT 45°/s</i> 95% IC	47.3±12.5 (40.4 – 54.2)	56.8±13.5* (49.3 – 64.3)	+20.0%*	42.7±11.7 (36.2 – 49.3)	43.6±12.3 (36.8 – 50.4)	+2.1%	+17.9%*
<i>MW 90°/s</i> 95% IC	18.8±4.4 (16.4 – 21.2)	26.2±11.1* (20.1 – 32.3)	+39.4%*	15.3±5.4 (12.3 – 18.3)	16.8±5.4 (13.8 – 19.8)	+9.8%	+29.6%*
<i>MW 45°/s</i> 95% IC	22.5±8.1 (18.0 – 28.0)	33.3±11.2* (27.1 – 39.5)	+48.0%*	18.1±8.3 (13.1 – 21.1)	20.1±8.3 (13.0 – 26.8)	+11.0%	+37.0%*

CT = gruppo Cross-Training; PT = Peak Torque; MW = Maximal Work; 90°/s and 45°/s = velocità angolare isocinetica; IC = intervallo di confidenza. Trasferimento netto controlaterale *between-subjects* calcolato con la formula di Carroll (Carroll et al. 2006). * differenza significativa per $p < 0.01$.

Cross training della prestazione muscolare: MW

Il fattore TEMPO è risultato significativo: anche per il lavoro muscolare (MW) è stato rilevato un effetto principale significativo del tempo sia sul lato più forte (90°/s: $F_{1,26}=13.92$; $p<0.0005$; 45°/s: $F_{1,26}=21.06$; $p<0.0005$) che su quello più debole (90°/s: $F_{1,26}=19.04$; $p<0.0005$; 45°/s: $F_{1,26}=17.54$; $p<0.0005$). È stata osservata anche una significativa interazione TEMPO per GRUPPO, sia per l'arto più forte (90°/s: $F_{1,26}=10.31$; $p<0.006$; 45°/s: $F_{1,26}=9.41$; $p<0.005$) che per quello più debole ($F_{1,26}=10.36$; $p<0.004$; 45°/s: $F_{1,26}=11.31$; $p<0.0005$).

Dopo il periodo di allenamento, il guadagno intra-soggetti dell'arto non allenato, in termini di lavoro muscolare è stato significativo solo nel gruppo allenato (gruppo CT) ad entrambe le velocità angolari come mostrato in figura 6 e riportato in tabella 2. Rispetto alla baseline il lavoro muscolare è aumentato significativamente nell'arto trattato e dominante (90°/s: +34.8%; $p<0.0005$; $d=1.76$; 45°/s: +36.9%; $p<0.0005$; $d=1.3$) così come nell'arto non trattato e non dominante (90°/s: +39.4%; $p=0.005$; $d=1.08$; 45°/s: +48%; $p<0.0005$; $d=1.34$).

L'analisi tra soggetti ha mostrato una differenza significativa tra i gruppi, sia per il lato dominante (90°/s: $F_{1,28}=18.54$; $p<0.0005$; 45°/s: $F_{1,28}=7.52$; $p<0.01$) sia per il lato non dominante (90°/s: $F_{1,28}=7.81$; $p=0.01$; 45°/s: $F_{1,28}=8.4$; $p=0.009$). Il guadagno netto del lavoro muscolare PRE-POST intervento, rispetto al lato ed alla velocità angolare è mostrato in figura 6. Nel lato dominante il guadagno netto era del 23.4% ($p=0.0001$) a 90°/s e 18.3% ($p=0.0007$) a 45°/s, senza differenze significative per le velocità angolari (Figura 6). Nel lato non dominante e non addestrato (tabella

2) il guadagno netto sul lavoro era del 29.6% a 90°/s ($p=0.001$) and 37.0% a 45°/s ($p=0.0002$), con un incremento significativamente maggiore ($p=0.002$) a 45°/s piuttosto che a 90°/sec (Figura 6).

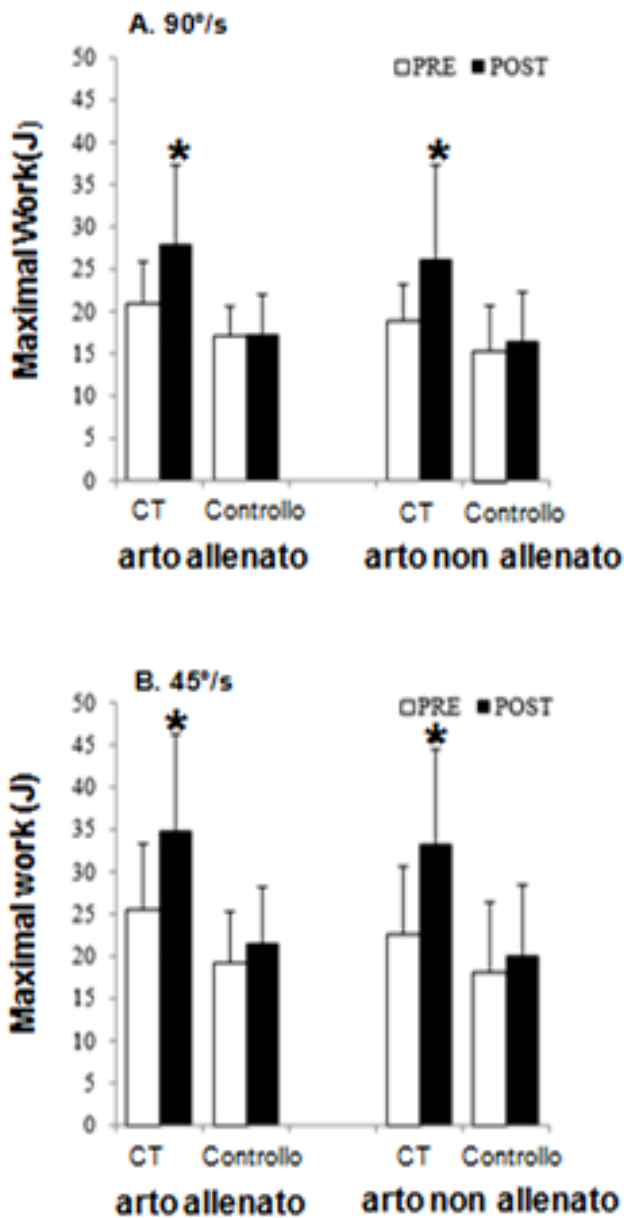


Fig. 6: Valori medi del *maximal work* (\pm SD) per i gruppi cross-training (CT) e controllo alla base line (PRE) e dopo un periodo di 4 settimane di allenamento o nessun intervento (POST). I valori sono riportati per l'arto più forte e allenato e per l'arto più debole e non allenato alle due differenti velocità angolari studiate (A: 90°/s; B: 45°/s). * indica una differenza statisticamente significativa ($p < 0.005$) tra le due misurazioni PRE e POST.

Rapporto lavoro muscolare su forza massima (MW/PT *ratio*)

L'incremento percentuale netto del MW era significativamente maggiore ($p=0,04$) rispetto a quello del PT a $45^\circ/s$, mentre non è stata osservata una differenza significativa ($p=0,11$) a $90^\circ/s$ (tabella 2).

La relazione tra lavoro muscolare e momento di picco espressa come rapporto MV/PT, aumentava dal PRE al POST solo nel gruppo CT in entrambi i lati e ad entrambe le velocità angolari con l'eccezione del lato non dominante e non trattato a $90^\circ/s$ (tabella 3). MW e PT erano significativamente correlati ad entrambe le velocità angolari (coefficiente r di Pearson: 0.57-0.85 a $90^\circ/s$ e 0.77-0.88 a $45^\circ/s$; tutti $p<0.0001$) in entrambi i gruppi.

Tabella 3. Variazioni del rapporto MW/PT PRE-POST trattamento.

Velocità angolare	Arto	Gruppo	MW/PT		Valore di p
			PRE	POST	
$90^\circ/s$	Allenato	CT	0.52	0.59	0.04
		Controllo	0.41	0.43	0.35
	Non allenato	CT	0.49	0.54	0.09
		Controllo	0.41	0.44	0.58
$45^\circ/s$	Allenato	CT	0.49	0.57	<0.0005
		Controllo	0.44	0.48	0.29
	Non allenato	CT	0.47	0.59	<0.0005
		Controllo	0.44	0.46	0.80

CT = Cross-Training; MW = maximal work; PT = peak torque

DISCUSSIONE

Questo è il primo report di uno studio controllato randomizzato con analisi tra gruppi (*between-subjects*), che mostra il trasferimento controlaterale di forza massima (misurata come massimo momento di forza o *peak torque*) e lavoro muscolare (MW) massimale, nei muscoli dorsiflessori della caviglia dopo un programma di allenamento isocinetico monolaterale. È stata osservata un'asimmetria nel miglioramento della prestazione muscolare, con un maggior incremento nell'arto non allenato rispetto all'arto allenato. Infine è stata evidenziata una variazione del contributo relativo di PT e MW alla prestazione muscolare.

Effetto cross training nei muscoli dorsiflessori della caviglia

In questo studio, dopo quattro settimane di allenamento isocinetico, massimale, monolaterale dei dorsiflessori della caviglia, i muscoli omologhi controlaterali, non allenati, mostravano un incremento significativo della prestazione a entrambe le velocità angolari studiate. Più precisamente, rispettivamente a 90°/s e 45°/s, il PT aumentava del 18 e 27% e il MW del 29 e 37% con un elevato *effect size*. L'entità dell'effetto cross-training per il peak torque (PT) eccede di molto quella riportata nei pochi studi precedenti condotti sullo stesso distretto in soggetti sani (Tachino et al. 1989: 4.3-8%; Uh et al. 2000: 1.5%, Dragert e Zehr 2011: 8.4%) ed è invece simile a quella riportata per pazienti affetti da esiti di ictus (Dragert e Zehr 2013: 31%). In questi studi sono stati impiegati protocolli di trattamento diversi dal nostro: 8 settimane di allenamento isometrico

(Uh et al. 2000) o un allenamento isocinetico per sei settimane (Dragert e Zehr 2011 e 2013) o un programma di sei settimane di elettrostimolazioni monolaterali, piuttosto che contrazioni volontarie, del muscolo tibiale anteriore dove l'attenzione veniva focalizzata sulle variazioni della potenza piuttosto che della forza muscolare (Tachino et al. 1989).

Una delle maggiori critiche agli studi sul CT è che molti riportano i risultati di un'analisi entro i soggetti (*within-subjects*), piuttosto che tra i soggetti (*between-subjects*) (Munn et al. 2004 e Carroll et al. 2006).

Questo studio è stato condotto secondo un disegno sperimentale *between-subjects*, pertanto la prestazione muscolare del lato non trattato è stata confrontata tra soggetti allenati e non allenati. Questo ha permesso di controllare e stimare l'effetto di familiarizzazione/apprendimento che è fortemente associato con le procedure di test della forza (Carroll et al. 2006). La familiarizzazione con i test di forza rappresenta una possibile fonte di distorsione dei risultati giacché può di per se determinare un miglioramento delle prestazioni muscolari (Gleeson e Mercer 1996). Nel gruppo di controllo del nostro studio è stato misurato un miglioramento del 0,2-2,1% per il PT e del 9,8-11% per il MW a seconda della velocità angolare; tale miglioramento non è statisticamente significativo ma consente di stimare le interferenze legate all'effetto familiarizzazione/apprendimento.

L'entità del guadagno controlaterale dei dorsiflessori della caviglia, al netto del miglioramento riconducibile alla familiarizzazione (PT 17,9-27,5%; MW 29,6-37%) è maggiore di quella riscontrata in un

altro studio *between-subjects* sui muscoli estensori del polso (massima forza isometrica 7%) (Lee et al. 2009) mentre è in linea con quella (PT 35%) riportata per i muscoli estensori del ginocchio (Goodwill et al. 2012). Comunque, date le peculiari proprietà meccaniche e fisiologiche dei muscoli dorsiflessori della caviglia (Tallent 2013), la generalizzazione di questi risultati ad altri distretti muscolari, dovrebbe essere fatta con molta cautela.

Paradossalmente confrontando l'entità del miglioramento PRE-POST della prestazione muscolare nei due lati, abbiamo osservato un maggior incremento sul lato più debole e non trattato che non nel lato trattato, più forte e dominante.

L'allenamento monolaterale ha portato ad una tanto inattesa quanto significativa riduzione della superiorità dell'arto più forte nel generare lavoro, bilanciando la fisiologica asimmetria di forza osservata nei soggetti sani. Tale evidenza è sorprendente poiché è generalmente accettato che il guadagno di forza nel lato non allenato corrisponde al 35-60% del guadagno ottenuto nel lato allenato (Zhou 2000, Munn et al. 2004). Questo risultato potrebbe scaturire dall'impiego di un programma di esercizio di intensità massimale, che influenza fortemente i fattori neurali alla base degli adattamenti per l'incremento della forza (Moritani e De Vries 1979, Sale 1988, Enoka 1997). I valori riportati sono comunque in linea con i dati di precedenti studi condotti sull'arto superiore (Farthing et al. 2005 e 2007) nei quali si è tenuto conto, per il trasferimento controlaterale della prestazione, della direzione preferenziale da dominante a non dominante. In realtà la direzione preferenziale da

dominante a non dominante potrebbe non essere applicabile agli arti inferiori per i quali la dominanza di lato è ancora controversa. Infatti, a differenza della dominanza manuale, il concetto di dominanza per gli arti inferiori non è altrettanto ovvio ed andrebbe considerato nell'ottica di un diverso ruolo per ciascun piede: uno maggiormente coinvolto nella mobilità l'altro nella stabilità (Gentry e Gabbard 1995).

Relazione tra massimo momento di forza e lavoro muscolare.

Nel nostro studio la prestazione muscolare è stata valutata globalmente, in termini di massimo momento o *peak torque* (PT) e di lavoro muscolare o *maximal work* (MW). PT e MW rappresentano rispettivamente la massima capacità di forza del muscolo cioè il maggior momento di forza muscolare sviluppato in un istante durante una ripetizione, ed il momento di forza sviluppato lungo tutta l'escursione articolare, espressione della capacità di mantenere la forza nello spazio e nel tempo.

I nostri risultati mostrano, per la prima volta, un trasferimento controlaterale, e secondo la direzione preferenziale da dominante a non dominante, significativamente maggiore per il MW piuttosto che per il PT. Questo suggerisce che potrebbe essere utile riportare entrambi i parametri quando si descrive la prestazione muscolare e le sue variazioni legate al condizionamento, e per estensione anche al decondizionamento. Basandosi sull'elevato indice di correlazione (Bandy e Timm 1992, Kramer e Mac Dermid 1989, Morrissey 1987

Woodson et al. 1995), studi precedenti hanno proposto l'intercambiabilità di questi parametri indicando il PT come l'unica misura necessaria nei test isocinetici (Woodson et al. 1995, Morrissey 1987, Bandy e Timm 1992). Altri studi, al contrario, mettono in discussione questa posizione arguendo che un elevato indice di correlazione di per se non giustifica l'impiego intercambiabile di questi parametri (Dvir e David 1990 Kramer e Mac Dermid 1989).

Nel nostro studio i parametri PT e MW, dopo l'allenamento, sono migliorati entrambi, ma in misura differente ed in relazione alla velocità angolare: il MW è aumentato maggiormente rispetto al PT ed in maniera più evidente a 45°/s. Di conseguenza, nonostante anche noi avessimo osservato un elevato indice di correlazione tra i valori delle due variabili, il cambiamento PRE-POST del rapporto MW/PT suggerisce che i due parametri possano contribuire in proporzioni diverse alla prestazione muscolare dei dorsiflessori della caviglia e che tali proporzioni possano variare in relazione alle differenti velocità angolari dell'esercizio. Queste osservazioni sono in linea con l'idea che PT e MW siano variabili complementari piuttosto che intercambiabili (Dvir e David 1990, Kramer e Mac Dermid 1989).

Il rapporto MW/PT che viene presentato per la prima volta in questo studio, appare molto intrigante e sembra meritare maggior attenzione e, necessariamente, ulteriori validazioni. L'utilità di questo valore risiede nella capacità di mostrare in un colpo d'occhio la correlazione tra lavoro muscolare e massimo momento di forza, quindi di descrivere sinteticamente con un numero il profilo della curva dei momenti (figure 7 e 8).

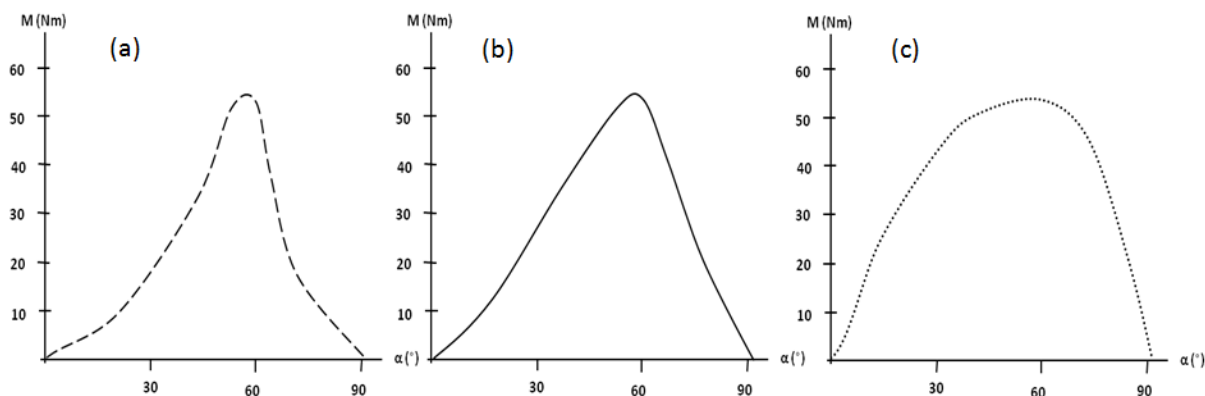


Fig. 7: a parità di peak torche il rapporto MW/PT aumenta con l'aumentare dell'area sottesa dalla curva dei momenti di forza; il valore del rapporto MW/PT rispecchia il profilo della curva: ad una curva più acuminata (a) corrisponde un valore del MW/PT *ratio* inferiore, man mano che la curva appare più arrotondata (b) e (c) aumenta il valore del MW/PT ratio.

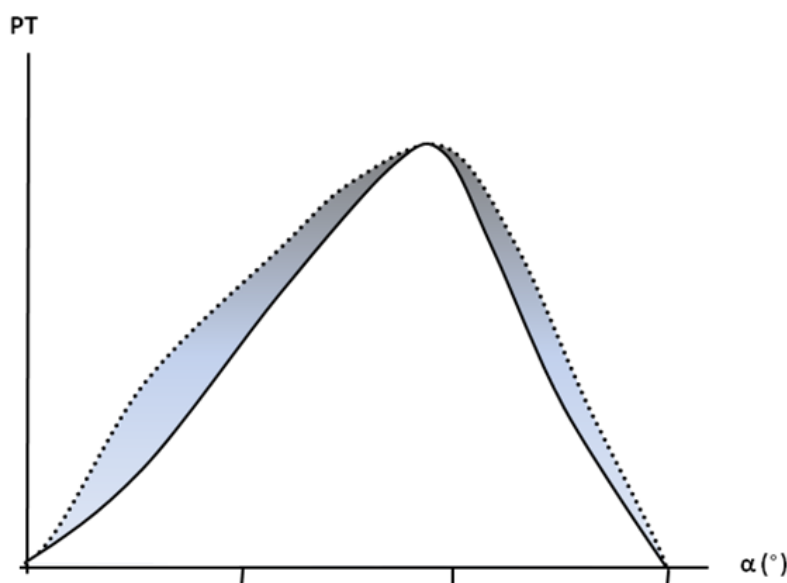


Fig. 8: l'espressione grafica della variazione del rapporto MW/PT per due ipotetiche curve di momenti di forza PRE (linea continua)-POST (linea tratteggiata) normalizzate per il *peak torque*, è rappresentata dalle aree più scure del grafico.

Dai nostri dati, dopo il periodo di 4 settimane di allenamento su soggetti sani, sono emerse variazioni significative del rapporto

MW/PT sia sull'arto allenato direttamente sia sull'arto controlaterale per effetto cross-training; dati preliminari non ancora pubblicati ottenuti da uno studio condotto su pazienti affetti da una condizione patologica caratterizzata da ipostenia marcatamente asimmetrica, indicano che dopo il trattamento riabilitativo sono presenti variazioni ancora più eclatanti di questo rapporto, con un netto miglioramento della prestazione muscolare dovuta soprattutto all'incremento della capacità di svolgere lavoro muscolare, espressa da un aumento del valore del MW/PT ratio.

La diversa risposta del *momento di forza* e del lavoro muscolare in relazione alle differenti velocità di allenamento isocinetico può avere implicazioni pratiche. Se in certe discipline sportive è importante incrementare il massimo momento di forza, nella vita quotidiana e a maggior ragione nella riabilitazione, è generalmente più utile poter sviluppare un momento di forza efficace lungo un arco di movimento più completo. Dal punto di vista del recupero clinico potrebbe essere più pratico focalizzare l'allenamento per ottenere una prestazione muscolare caratterizzata da una curva dei momenti di forza meno acuminata anche a discapito dell'altezza del picco, ma con un'area maggiore. In questo studio abbiamo osservato un maggior incremento del momento di forza massimo e del lavoro muscolare alle basse velocità angolari ($45^\circ/\text{s}$) con un incremento anche del rapporto MW/PT che segnala la tendenza ad arrotondarsi della curva dei momenti. Come detto sopra tali dati si riferiscono ai muscoli dorsiflessori della caviglia e pertanto andrebbero generalizzati con estrema cautela, tuttavia suggeriscono l'utilità di ulteriori studi in questa direzione.

CONCLUSIONI

I nostri risultati forniscono nuove conoscenze riguardo l'interpretazione dei parametri isocinetici della prestazione muscolare. In particolare, la misura del lavoro può completare le informazioni fornite dalla più convenzionale analisi del peak torque. Inoltre la relazione tra queste variabili può essere rappresentata efficacemente dal rapporto MW/PT. Dopo un'opportuna validazione, questo rapporto potrebbe rappresentare un nuovo indice per discriminare il contributo relativo della forza massima e del lavoro alla prestazione muscolare.

Una valutazione più globale della prestazione muscolare con PT e MW potrebbe sottolineare il potenziale del fenomeno *cross-training* in ambito clinico e riabilitativo. In particolare il verificarsi di un trasferimento controlaterale di forza nei muscoli dorsiflessori della caviglia, con un incremento maggiore nel lato non trattato rispetto al lato trattato, ha interessanti implicazioni pratiche specialmente nelle condizioni caratterizzate da una ipostenia marcatamente asimmetrica, che potrebbe rendere l'arto più debole, difficile o impossibile da trattare.

BIBLIOGRAFIA

Aagaard P, Andersen JL, Dyhre-Poulsen P, Leffers AM, Wagner A, Magnusson SP, Halkjaer-Kristensen J, Simonsen EB. (2001) A mechanism for increased contractile strength of human pennate muscle in response to strength training: changes in muscle architecture. *J Physiol* 5;534(Pt. 2):613-23.

Alexander RM, Vernon A (1975) The dimension of the knee and ankle muscles and the force they exert. *J Hum Movt Stud* 1:115-123

Bandy WD, Timm KE (1992) Relationship between peak torque, work, and power for knee flexion and extension in clients with grade I medial compartment sprains of the knee. *J Orthop Sports PhysTher* 16(6):288-292.

Carroll TJ, Herbert RD, Munn J, Lee M, Gandevia SC (2006) Contralateral effects of unilateral strength training: Evidence and possible mechanisms. *J ApplPhysiol* 101(5):1514-1522.

Carroll TJ, Selvanayagam VS, Riek S, Semmler JG (2011) Neural adaptations to strength training: Moving beyond transcranial magnetic stimulation and reflex studies. *ActaPhysiologica* 202(2):119- 140.

Carson RG (2005) Neural pathways mediating bilateral interactions between the upper limbs. *Brain Res Rev*49(3):641-62.

Davies, GJ (1992) *A Compendium of Isokinetics in Clinical Usage and Rehabilitation Techniques*. 4th Ed., S. & S Publishers, Onalaska, WI.

Davies J, Parker DF, Rutherford OM, Jones DA. (1988) Changes in strength and cross sectional area of the elbow flexors as a result of isometric strength training. *Eur. J. Appl. Physiol. Occup. Physiol* 57(6): 667-70.

Dragert K, Zehr EP (2011) Bilateral neuromuscular plasticity from unilateral training of the ankle dorsiflexors. *Experimental Brain Research* 208(2):217-227.

Dragert K, Zehr EP (2013) High-intensity unilateral dorsiflexor resistance training results in bilateral neuromuscular plasticity after stroke. *Experimental Brain Research* 225(1):93-104.

Dvir Z, David G (1995) Average or peak moment: Which of the two is more suitable to represent isokinetic muscle strength? *Isokinetics and Exercise Science* 5(2):93-97.

Evetovich TK, Housh TJ, Housh DJ, Johnson GO, Smith DB, Ebersole KT. (2001) The effect of concentric isokinetic strength training of the quadriceps femoris on electromyography and muscle strength in the trained and untrained limb. *J Strength Cond Res* 15: 439–445.

Enoka RM (1997) Neural adaptations with chronic physical activity. *J Biomech* 30(5):447-455.

Fadiga L, Buccino G, Craighero L, Fogassi L, Gallese V, Pavesi G. (1999) Corticospinal excitability is specifically modulated by motor imagery: a magnetic stimulation study. *Neuropsychologia* 37: 147–158

Farthing JP (2009) Cross-education of strength depends on limb dominance: Implications for theory and application. *Exerc Sport Sci Rev* 37(4):179-187.

Farthing JP, Borowsky R, Chilibeck PD, Binsted G, Sarty GE (2007) Neuro-physiological adaptations associated with cross-education of strength. *Brain Topogr* 20(2):77-88.

Farthing JP, Chilibeck PD, Binsted G (2005) Cross-education of arm muscular strength is unidirectional in right-handed individuals. *Med Sci Sports Exerc* 37(9):1594-1600.

Farthing JP, Zehr EP (2014) Restoring symmetry: clinical application of cross-education. *Exerc Sport Sci Rev* 42(2):70-5

Faul F, Erdfelder E, Lang A-G, Buchner A (2007) G*Power 3: A flexible statistical power analysis program for the social, behavioral, and biomedical sciences. *Behavior Research Methods* 39: 175–191.

Fimland MS, Helgerud J, Solstad GM, Iversen VM, Leivseth G, Hoff J (2009) Neural adaptations underlying cross-education after unilateral strength training. *Eur J Appl Physiol* 107(6):723-730.

Folland JP, Williams AG (2007) The adaptations to strength training: morphological and neurological contributions to increased strength. *Sports Med* 37(2):145-68.

Gandevia SC (2001) Spinal and supraspinal factors in human muscle fatigue. *Physiol Rev* 81(4):1725-1789.

Gentry V, Gabbard C (1995) Foot-preference behavior: a developmental perspective. *The Journal of General Psychology* 122(1):37-45.

Gleeson NP, Mercer TH (1996) The utility of isokinetic dynamometry in the assessment of human muscle function. *Sports Medicine* 21(1):18-34.

Goldspink G (1992) Cellular and molecular aspects of adaptation in skeletal muscle. In Komi PV editor. *Strength and power in sport*. London: Blackwell Science: 211-229.

Gonyea WJ, Sale DG, Gonyea FB, Mikesky A. (1986) Exercise induced increases in muscle fiber number. *Eur J Appl Physiol Occup Physiol*. 55(2):137-41.

Goodwill AM, Pearce AJ, Kidgell DJ (2012) Corticomotor plasticity following unilateral strength training. *Muscle and Nerve* 46(3):384-393.

Goolnick PD, Matoba H (1984) The muscle fiber composition of skeletal muscle as a predictor of athletic success: an overview. *Am J Sports Med* 12:212-7

Häkkinen K, Komi P, Tesch, P (1981) Effect of combined concentric and eccentric strength training and detraining on force-time, muscle fiber and metabolic characteristics of leg extensor muscles. *Scand J Sport Sci* 3: 50-58

Hendy AM, Spittle M, Kidgell DJ (2012) Cross education and immobilisation: Mechanisms and implications for injury rehabilitation. *Journal of Science and Medicine in Sport* 15(2):94-101.

Francesco Pisanu, Valutazione degli effetti dell'allenamento controlaterale sulla performance dei muscoli dorsiflessori della caviglia in soggetti sani. Tesi di Dottorato in Scienze Biomediche, Università degli Studi di Sassari

Hoffman M, Schrader J, Applegate T, Koceja D. (1998) Unilateral postural control of the functionally dominant and non dominant extremities of healthy subjects. *J Athl Train* 33(4):319-22.

Hortobágyi T (2005) Cross education and the human central nervous system. *IEEE Engineering in Medicine and Biology Magazine* 24(1):22-28.

Hortobágyi T, Hill JP, Houmard JA, Fraser DD, Lambert NJ, Israel RG. (1996). Adaptive responses to muscle lengthening and shortening in humans. *J ApplPhysiol* 80: 765–772.

Hortobágyi T, Lambert NJ, Hill JP (1997) Greater cross education following training with muscle lengthening than shortening. *Med Sci Sports Exerc* 29(1):107-112.

Hortobágyi T, Richardson SP, Lomarev M, Shamim E, Meunier S, Russman H, Dang N, Hallett M. (2011) Interhemispheric plasticity in humans. *Med Sci Sports Exerc* 43(7):1188-99.

Hortobágyi T, Scott K, Lambert J, Hamilton G, Tracy J (1999) Cross-education of muscle strength is greater with stimulated than voluntary contractions. *Motor Control* 3(2):205-219.

Housh DJ, Housh TJ, Johnson GO, Chu WK (1992) Hypertrophic response to unilateral concentric isokinetic resistance training. *J ApplPhysiol* 73(1):65-70.

Houston ME, Froese EA, Valeriote SP, Green HJ, Ranney DA. (1983) Muscle performance, morphology and metabolic capacity during strength training and detraining: a one leg model. *Eur J Appl Physiol* 51: 25–35.

Francesco Pisanu, Valutazione degli effetti dell'allenamento controlaterale sulla performance dei muscoli dorsiflessori della caviglia in soggetti sani. Tesi di Dottorato in Scienze Biomediche, Università degli Studi di Sassari

Kannus P (1994) Isokinetic evaluation of muscular performance: implications for muscle testing and rehabilitation. *Int J Sports Med* 15(1):11-18.

Kawashima R, Yamada K, Kinomura S, Yamaguchi T, Matsui H, Yoshioka S, and Fukuda H. (1993) Regional cerebral blood flow changes of cortical motor areas and prefrontal areas in humans related to ipsilateral and contralateral hand movement. *Brain Res* 623: 33–40,

Kidgell DJ, Stokes MA, Pearce AJ (2011) Strength training of one limb increases corticomotor excitability projecting to the contralateral homologous limb. *Motor Control* 15(2):247-266.

Komi PV, Viitasalo JT, Rauramaa R, Vihko V. (1978) Effect of isometric strength training of mechanical, electrical, and metabolic aspects of muscle function. *Eur J Appl Physiol* 40: 45–55,.

Kraemer WJ, Ratamess NA (2005) Hormonal responses and adaptations to resistance exercise and training. *Sports medicine* 35:339-361

Kramer JF, MacDermid J (1989) Isokinetic measures during concentric-eccentric cycles of the knee extensors. *Australian Journal of Physiotherapy* 35(1):9-14.

Kubo K, Kanehisa H, Fukunaga T. (2001) Effects of different duration isometric contractions on tendon elasticity in human quadriceps muscles. *J Physiol* 15;536(Pt 2):649-55.

Kubo K, Kanehisa H, Fukunaga T. (2002) Effects of resistance and stretching training programmes on the viscoelastic properties of human tendon structures in vivo. *J Physiol* 1;538(Pt 1):219-26.

Lagerquist O, Zehr EP, Docherty D (2006) Increased spinal reflex excitability is not associated with neural plasticity underlying the cross-education effect. *J Appl Physiol* 100(1):83-90.

Lee M, Gandevia SC, Carroll TJ. (2009) Short-term strength training does not change cortical voluntary activation. *Med Sci Sports Exerc* 41(7):1452-60.

MacDougall JD, Elder GC, Sale DG, Moroz JR, Sutton JR.(1980) Effects of strength training and immobilization on human muscle fibres. *Eur J Appl Physiol Occup Physiol* 43(1):25-34.

Manca A, Pisanu F, Ortu E, De Natale E, Ginatempo F, Dragone D, Tranquilli Leali P, Deriu F (2014) Isokinetic cross-training effect in foot drop following common peroneal nerve injury. *Isokinet Exerc Sci* in press.

Moritani T, DeVries HA (1979) Neural factors versus hypertrophy in the time course of muscle strength gain. *Am J Phys Med* 58(3):115-130.

Morrissey MC (1987) The relationship between peak torque and work of the quadriceps and hamstrings after meniscectomy. *J Orthop Sports Phys Ther* 8(8):405-408.

Muellbacher W, Facchini S, Boroojerdi B, Hallett M. (2000) Changes in motor cortex excitability during ipsilateral hand muscle activation in humans. *Clin Neurophysiol* 111(2):344-9.

Francesco Pisanu, Valutazione degli effetti dell'allenamento controlaterale sulla performance dei muscoli dorsiflessori della caviglia in soggetti sani. Tesi di Dottorato in Scienze Biomediche, Università degli Studi di Sassari

Munn J, Herbert RD, Gandevia SC (2004) Contralateral effects of unilateral resistance training: A meta-analysis. *J Appl Physiol* 96(5):1861-1866.

Narici MV, Roi GS, Landoni L, Minetti AE, Cerretelli P. (1989) Changes in force, cross-sectional area and neural activation during strength training and detraining of the human quadriceps. *Eur J Appl Physiol* 59: 310–319.

Pearce AJ, Hendy A, Bowen WA, Kidgell DJ (2013) Corticospinal adaptations and strength maintenance in the immobilized arm following 3 weeks unilateral strength training. *Scand J Med Sci Sports* 23(6):740-748.

Perez MA, Cohen LG. (2008) Mechanisms underlying functional changes in the primary motor cortex ipsilateral to an active hand. *J Neurosci* 28;28(22):5631-40.

Phillips WT, Batterham AM, Valenzuela JE, and Burkett LN. (2004) Reliability of maximal strength testing in older adults. *Arch Phys Med Rehabil* 85: 329–334

Pierrot-Deseilligny E, Burke D, (2005). *Circuitry of the Human Spinal Cord*: Cambridge, UK: Cambridge University Press.

Ploutz LL, Tesch PA, Biro RL, Dudley GA (1994) Effect of resistance training on muscle use during exercise. *J Appl Physiol* 76(4):1675-1681.

Reeves ND, Narici MV, Maganaris CN. (2004) Effect of resistance training on skeletal muscle-specific force in elderly humans *J Appl Physiol* 96(3):885-92. Epub 2003 Oct 24.

Francesco Pisanu, Valutazione degli effetti dell'allenamento controlaterale sulla performance dei muscoli dorsiflessori della caviglia in soggetti sani. Tesi di Dottorato in Scienze Biomediche, Università degli Studi di Sassari

Sale DG (1988) Neural adaptation to resistance training. *Med Sci Sports Exerc* 20(5):135-145.

Scripture EW, Smith TL, Brown EM. (1894) On the education of muscular control and power. *Studies Yale Psychol Lab* 2: 114–119.

Shrout PE, Fleiss JL. (1979) Intraclass correlation: uses in assessing rater reliability. *Psychol Bull*; 86(2):430-428.

Stedman A, Davey NJ, Ellaway PH. (1998) Facilitation of human first dorsal interosseous muscle responses to transcranial magnetic stimulation during voluntary contraction of the contralateral homonymous muscle. *Muscle Nerve* 21(8):1033-9.

Stinear CM, Walker KS, Byblow WD. (2001) Symmetric facilitation between motor cortices during contraction of ipsilateral hand muscles. *Exp Brain Res* 139(1):101-5.

Strens LH, Fogelson N, Shanahan P, Rothwell JC, Brown P. (2003) The ipsilateral human motor cortex can functionally compensate for acute contralateral motor cortex dysfunction. *Curr Biol* 15;13(14):1201-5.

Tachino K, Susaki T, Yamazaki T (1989) Effect of electro-motor stimulation on the power production of a maximally stretched muscle. *Scand J Rehabil Med* 21(3):147-150.

Tallent J, Goodall S, Hortobágyi T, St Clair Gibson A, Howatson G. (2013). Corticospinal responses of resistance-trained and un-trained males during dynamic muscle contractions. *J Electromyogr Kinesiol* 23(5):1075-81.

Uh B, Beynon BD, Helie BV, Alosa DM, Renstrom PA (2000) The benefit of a single-leg strength training program for the muscles around the untrained ankle: A prospective, randomized, controlled study. *Am J Sports Med* 28(4):568-573.

Urbaniak, GC and Plous S (2013) Research Randomizer (Version 4.0); from <http://www.randomizer.org/>

Verstynen T, Diedrichsen J, Albert N, Aparicio P, Ivry RB. (2005) Ipsilateral motor cortex activity during unimanual hand movements relates to task complexity. *J Neurophysiol* 93: 1209–1222

Wilson GJ, Murphy AJ, Walshe A.(1996) The specificity of strength training: the effect of posture. *Eur J Appl Physiol Occup Physiol* 73(3-4):346-52.

Woodson C, Bandy WD, Curis D, Baldwin D (1995) Relationship of isokinetic peak torque with work and power for ankle plantar flexion and dorsiflexion. *J Orthop Sports PhysTher* 22(3):113- 115.

Yue G, Cole KJ.(1992) Strength increases from the motor program: comparison of training with maximal voluntary and imagined muscle contractions *J Neurophysiol* 67(5):1114-23.

Zhou S (2000) Chronic neural adaptations to unilateral exercise: Mechanisms of cross education. *Exerc Sport Sci Rev* 28(4):177-84.