

Alma Mater Studiorum – Università di Bologna

DOTTORATO DI RICERCA IN

DISCIPLINE DELLE ATTIVITA' MOTORIE E SPORTIVE

Ciclo XXII

Settore scientifico-disciplinare di afferenza: M-EDF/01

TITOLO TESI

**VALUTAZIONE CHINESIOLOGICA DELLA RISPOSTA
MUSCOLARE INDOTTA DA UNA VARIETA' DI ESERCIZI
DI CORE TRAINING**

Presentata da: **DOTT. BELLI GUIDO**

Coordinatore Dottorato

PROF. SALVATORE SQUATRITO

Relatore

PROF. CLAUDIO TENTONI

Esame finale anno 2010

INDICE:

• Introduzione	3
• Capitolo 1: La regione del “core” e le modalità di “core training”	4
- Il concetto di “core”	4
- Aspetti anatomici	4
- Aspetti fisiologici	8
- “Core stability” o “core strenght”?	9
- Tipologie di “core training”	11
- Evidenze scientifiche sul core training	14
• Settore rieducativo/riabilitativo	15
• Settore sportivo	16
- Misurare il “core training” e la sua relazione con la performance	17
- Sport e “core training”: applicazioni pratiche	20
• Capitolo 2: L’utilizzo di superfici instabili: effetti, certezze, dubbi	22
- Effetti dell’instabilità sulle funzioni muscolari	23
- L’allenamento della muscolatura del tronco in condizioni di instabilità: effetti sulla regione del “core”	24
- Dubbi e incertezze	29
- Applicazioni pratiche	31
• Capitolo 3: Analisi elettromiografia di esercizi svolti su differenti superfici instabili	
- Introduzione	33
- Materiali e metodi	34
- Risultati	42
- Discussione	56
• Capitolo 4: Core training e performance: effetti indotti da 8 settimane di allenamento su “core endurance”, equilibrio e coordinazione neuromuscolare	
- Introduzione	60
- Materiali e metodi	61
- Risultati	70
- Discussione	75
• Conclusioni	77
• Ringraziamenti	78
• Bibliografia	79

INTRODUZIONE

L'allenamento della *regione addominale* da sempre rappresenta un argomento di interesse primario nei settori della cinesiologia e della scienza dello sport.

L'importanza di tale muscolatura nei movimenti del tronco e nel mantenimento della stabilità della colonna vertebrale, così come il suo ruolo nella prevenzione e trattamento di patologie del rachide, ha infatti promosso lo sviluppo di una grande varietà di studi a partire dal 1950 (1) ad oggi.

Tra questi, il focus principale si è evoluto nel corso dei decenni, passando dall'indagine descrittiva degli interventi muscolari durante specifici esercizi fisici all'analisi degli effetti di un allenamento rivolto alla muscolatura del tronco secondo le più svariate metodologie, cercando di identificarne i parametri ottimali per il raggiungimento di obiettivi preventivi, rieducativi o condizionanti.

A livello strumentale, *l'elettromiografia di superficie* (EMG), ossia lo studio ed indagine del segnale mioelettrico, rappresenta l'elemento comune di numerosi anni di ricerca in ambito sportivo e clinico finalizzati ad una conoscenza sempre maggiore della funzione della regione addominale, il cui ampio uso è ancora oggi giustificato dall'evoluzione tecnologica dei dispositivi in commercio, dalla continua introduzione nel mercato del fitness di strumenti/attrezzi innovativi, dalla necessità di colmare lacune scientifiche presenti.

Oggi, nonostante tutto ciò abbia consentito di conoscere approfonditamente la biomeccanica della regione del tronco definendo vantaggi e svantaggi di moltissimi esercizi indagati analiticamente, l'interesse si è spostato verso una visione più globale del corpo umano in cui l'allenamento specifico del movimento tende a sostituire il condizionamento del singolo muscolo, al fine di raggiungere l'equilibrio di un sistema dove i singoli componenti interagiscono armonicamente per una funzione voluta.

Da qui, il graduale e parallelo passaggio dal concetto di "*muscolatura addominale*" a quello di "*core region*", non tanto per modificare un concezione anatomica ben chiara, quanto per giustificare una visione d'insieme "più ampia" attualmente diffusa in letteratura e di cui la muscolatura addominale è l'elemento primario.

Il "*core*", ossia il "centro funzionale del corpo", viene quindi ad essere da circa un decennio un importante argomento di studio intorno a cui si sta sviluppando una vera e propria scienza di "*core training*" in grado di rivoluzionare numerose metodologie di allenamento assumendo un ruolo cardine in tutti i settori dell'attività motoria.

L'obiettivo di questa tesi è, dunque, quello di approfondire le conoscenze circa un ambito di ricerca in piena fase di sviluppo ed intorno al quale molta controversia esiste riguardo a credenze originarie, pratica sul campo ed evidenze scientifiche.

In primis, tramite l'utilizzo dell'EMG di superficie, verranno valutate a livello descrittivo le risposte muscolari nella regione del "core" durante la pratica di comuni esercizi svolti su superfici instabili; in seguito, verranno invece analizzati gli effetti di un programma specifico di "core training" su test di performance notevolmente utilizzati.

Attraverso tali indagini si cerca conseguentemente di valorizzare il legame *ricerca in laboratorio – pratica sul campo* grazie al quale allo studio strumentale di un esercizio segue la sua applicazione specifica e l'analisi degli indotti secondo un target di intervento razionale e mirato.

CAPITOLO 1

LA REGIONE DEL “CORE” E LE MODALITA’ DI “CORE TRAINING”

IL CONCETTO DI “CORE”

Il termine “core” è stato al centro dell’attenzione di molti media e riviste scientifiche dalla fine dello scorso decennio ad oggi (2,3,4,5,6,7,8). Tuttavia, una precisa definizione del concetto non è chiara o universalmente condivisa, assumendo significati differenti in base all’interpretazione degli autori ed al contesto di riferimento (9).

In passato il core è stato descritto come un “box cilindrico” composto dai muscoli addominali anteriormente, glutei e paraspinali posteriormente, diaframma come parte superiore e pavimento pelvico/articolazione dell’anca come base inferiore (9).

Willson et al. (10) hanno ampliato tale concetto definendolo come “ il complesso lombo-pelvico formato da colonna vertebrale lombare, bacino, articolazione dell’anca e da tutti i muscoli che producono o limitano i movimenti di questi segmenti”.

Fig (11), analizzandolo nel settore sportivo, vede il “core” come “l’insieme di tutte le componenti anatomiche tra sterno e ginocchia con focus su regione addominale, low back e anche”, supportato in tale idea da altri ricercatori (12,13) del medesimo ambito i quali evidenziano come la “muscolatura del core” debba includere “tutti i muscoli compresi tra spalle e pelvi che agiscono per il trasferimento di forze dalla colonna alle estremità”

Rappresenta, dunque, una sorta di corsetto muscolare che lavora come un unità per stabilizzare il corpo e la colonna vertebrale in presenza o assenza di movimenti degli arti, fungendo da “centro” delle catene cinetiche funzionali (la traduzione letteraria di “core” è infatti “centro”) e consentendo il collegamento reciproco tra tratto assile e tratti appendicolari (5).

In passato Joseph Pilates, ideatore del medesimo metodo oggi tanto diffuso, aveva denominato “powerhouse” l’attuale “core region”, vedendola come elemento portante e fonte primaria nella generazione di tutti i movimenti.

Sulla base di tali concetti, la capacità di mantenere una adeguata stabilità funzionale e un efficiente controllo neuromuscolare nella regione lombo-pelvica viene quindi ad assumere un ruolo fondamentale nella prevenzione/recupero di patologie muscolo-scheletriche, controllo della postura e nel miglioramento della performance sportiva (4,5,6).

ASPETTI ANATOMICI

In letteratura esistono vari modelli morfo-strutturali per definire la “core region”, distinti a seconda che si parli di ambito sportivo o riabilitativo.

Universalmente, il “core” agisce come una base anatomica per il movimento dei segmenti distali, “garantendo la stabilità prossimale per assicurare la mobilità distale” (6) e “proteggendo il rachide e le strutture nervose durante carichi di lavoro” (4). Numerosi muscoli che agiscono come motori

primari per gli arti hanno inserzioni su pelvi e colonna, così come quelli aventi una funzione stabilizzatrice, costituendo la “core muscolature”.

Tuttavia, una corretta comprensione anatomica di tale regione deve includere anche lo scheletro assiale (articolazione di anche e spalle comprese) ed i tessuti connettivi (tendini, legamenti, fasce) aventi un’inserzione prossimale sul rachide, indipendentemente dal loro decorso distale sul rachide stesso o segmenti assili (8).

La stabilità della colonna richiede infatti sia stiffness passiva, attraverso le strutture ossee e legamentose, sia stiffness attiva, attraverso la componente muscolare (4).

Considerando le analogie tra “core region” e “sistema di stabilizzazione spinale” è possibile dunque trasportare il modello di Punjabi (14) in questo contesto; l’autore, evidenziando l’importante ruolo di ogni singolo elemento, definisce le componenti del sistema classificandole nei 3 sottosistemi (fig. 1):

- 1) attivo
- 2) passivo
- 3) neurale

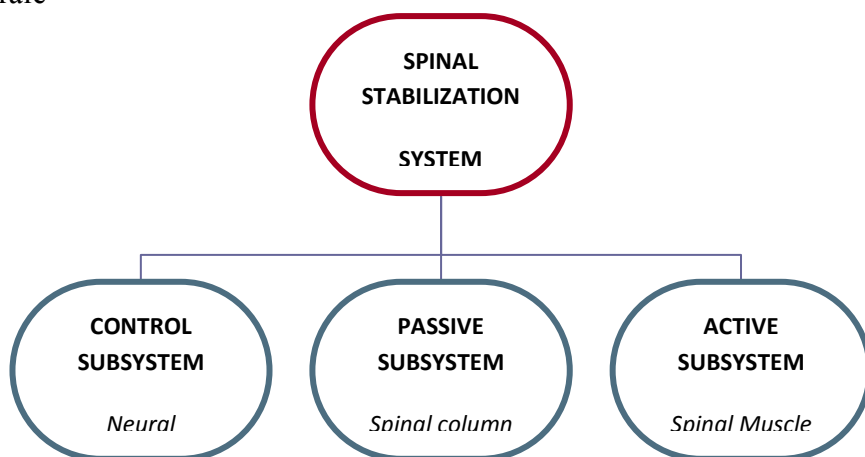


Fig.1: Spine Stabilization System

Tali sottosistemi lavorano insieme per stabilizzare globalmente la colonna vertebrale ed un deficit a livello di uno di essi può causare, oltre a limitazioni funzionali, stress compensatori eccessivi a livello degli altri (15).

SOTTOSISTEMA PASSIVO

E’ costituito dai legamenti vertebrali, dischi intervertebrali e faccette articolari tra segmenti adiacenti. Tale sistema è particolarmente importante alla fine della “zona neutrale”, ossia quella parte del ROM fisiologico intervertebrale in cui il movimento è prodotto con la minima resistenza interna (14) e che comporta, in caso di patologie degenerative o disfunzionali, un notevole incremento di tensione delle strutture connettive. In esso, i legamenti vertebrali possiedono numerosi propriocettori in grado di informare il sistema nervoso centrale circa la posizione e il movimento della colonna vertebrale; questo feedback sensoriale è fondamentale per stimolare gli specifici pattern neuromuscolari del core. Se considerato isolatamente dai altri due sottosistemi ha un potenziale limitato nella stabilizzazione lombo-pelvica, tollerando fino a circa 90 N (14), un carico ben inferiore a quelli normalmente richiesti nella pratica quotidiana o nell’attività sportiva.

All'interno di questo sottosistema un ruolo primario è svolto dalla fascia toraco-lombare, un'utile "cintura naturale" situata nella zona posteriore del tronco che consente il collegamento tra arti inferiori e superiori. Vista la sua intima relazione con il muscolo trasverso dell'addome, essa sostiene la zona lombare del rachide e la muscolatura addominale, contribuendo come "propriolettore attivo" nei meccanismi di regolazione nervosa.

SOTTOSISTEMA ATTIVO

E' costituito da tutte le strutture muscolo-tendinee che agiscono sul complesso lombo pelvico; Bergmark (16) ha classificato tali strutture in:

- Locali: muscoli piccoli e profondi che si inseriscono sulle vertebre lombari influenzando il controllo inter-segmentario
- Globali: muscoli larghi e superficiali che si inseriscono su anche e pelvi influenzando l'orientamento della colonna e le forze esterne su di essa, agendo come primi motori durante attività dinamiche.

Le differenze di tensione che si creano a tali livelli consentono di mantenere una adeguata stiffness vertebrale garantendo la stabilità e la mobilità dell'intero sistema; entrambi i gruppi devono infatti essere integrati e funzionanti poiché i muscoli locali sono responsabili del mantenimento della postura e dell'assorbimento delle forze nel corpo, mentre i globali contribuiscono nei movimenti rapidi con lo sviluppo di forza e potenza in virtù della loro azione bi-articolare.

Successivamente, Gibbons e Comerford (17) hanno ampliato tale classificazione in relazione alla funzione del sottosistema, proponendo il modello rappresentato in fig.2.

In esso, i muscoli stabilizzatori locali controllano continuamente la posizione del rachide lombare modificando la stiffness (al pari del modello di Punjabi), gli stabilizzatori globali generano forze per controllare il range of motion (ROM) producendo movimento in condizioni di stabilità (grazie principalmente ad un lavoro eccentrico di decelerazione sul piano trasverso), mentre i mobilizzatori globali generano forze per permettere movimenti di ROM elevato (grazie ad un lavoro concentrico per produrre forza ed uno eccentrico per decelerare carichi importanti).

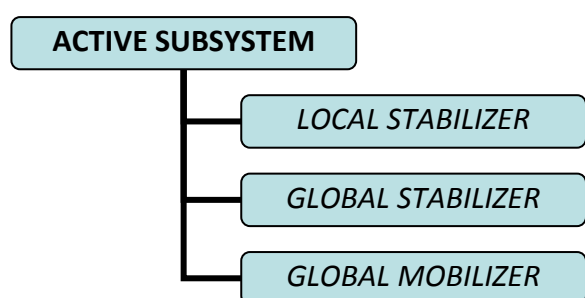


Fig.2 : classificazione sottosistema attivo

LOCAL STABILIZER	GLOBAL STABILIZER	GLOBAL MOBILIZER
- Trasverso addominale - Multifido, interspinali - Psoas (fasci posteriori) - Diaframma - muscoli pavimento pelvico	- Obliquo esterno - Obliquo interno - Gluteo medio - Quadrato dei lombi (fasci profondi)	- Retto addominale - Ileocostale - Piriforme - Quadrato dei lombi (fascio ileo-costale) - Muscoli bi-articolari dell'anca

Sebbene in passato l'attenzione sia stata rivolta più a specifici muscoli rispetto ad altri, oggi l'importanza di tutta la componente muscolare è universalmente condivisa (4,5).

McGill (18) ha sottolineato come “il contributo di ciascun muscolo cambi continuamente all'interno di un compito motorio, così da rendere la discussione circa quale sia quello più importante una semplice osservazione transitoria che si evolve nel tempo”.

Faries e Greenwood (7) ritengono come “ le muscolature locale e globale debbano lavorare insieme per creare stabilità dinamica ed efficienti movimenti multiplanari nel rachide; un eccessivo “overtraining” dei muscoli globali senza un sufficiente livello di funzionalità dei muscoli locali (come spesso accade) potrebbe infatti creare una situazione di disequilibrio in cui elevati output di forza prodotta non sono controllabili da basi “stabili” nei singoli segmenti”.

Ciò sottolinea quindi l'importanza di un approccio globale alla “core muscolature” durante la pianificazione di un protocollo di lavoro, senza però escludere l'indagine analitica dei singoli muscoli, come evidenziato da un alto numero di ricerche negli ultimi anni.

Tra queste, i muscoli addominali e paraspinali, rappresentando una componente vitale del core (5), risultano essere i più studiati e dibattuti (2,3,6,7).

Nel gruppo dei primi si includono il retto addominale, l'obliquo esterno, l'obliquo interno ed il trasverso dell'addome; nei secondi, gli erettori spinali toracici e lombari (ileo costale, lunghissimo) ed i muscoli “profondi” del rachide (rotatori, intertrasversali, multifido).

In particolare, il trasverso dell'addome, visti i suoi intimi rapporti anatomici con rachide e fascia toraco-lombare, è stato per anni indagato e ritenuto un componente del core da condizionare in via preferenziale tramite esercizi specifici (4,5,6,7).

Gli studi di McGill (18) e Hodges (19,20,21) hanno permesso di capire come tale muscolo:

1. aumenti la pressione intra-addominale, aumentando la stiffness e riducendo i carichi compressivi lombari;
2. si attivi prima di movimenti inattesi del tronco e di movimenti degli arti superiori (30 ms) o inferiori (110 ms), indipendentemente dalla direzione del movimento stesso;
3. sia continuamente utilizzato dai meccanismi di controllo neuromuscolare in preparazione a carichi esterni ed aggiustamenti posturali;
4. in soggetti con low back pain (LBP) presenti un timing di attivazione ritardato.

Tale meccanismo anticipatorio, in collaborazione con l'azione degli obliqui e del retto addominale, consente di creare un “cilindro rigido” che funge da base di supporto per i movimenti degli arti (6).

Riguardo ai paraspinali, il multifido rappresenta un importante stabilizzatore segmentario ricco di fusi neuromuscolari: il suo ruolo principale è quello di fornire un adeguato feedback sensoriale che faciliti la co-attivazione degli stabilizzatori globali. Inoltre, Hides (22) ha osservato come soggetti con LBP presentino una atrofia di tale muscolo.

Il quadrato dei lombi, altro costituente del “corsetto muscolare addominale”, è un muscolo largo, sottile e quadrangolare composto da un fascio obliquo superiore, uno obliquo inferiore e uno longitudinale. Tra questi, il longitudinale e il superiore stabilizzano l'ultima costa durante la respirazione mentre l'inferiore agisce come debole flessore laterale. Secondo McGill (15) tale muscolo è un potente stabilizzatore isometrico della colonna in grado di sostenerla in tutti i piani di movimento.

Il diaframma è il “tetto” della core region e la sua contrazione, in sinergia con l’azione del trasverso e dei muscoli del pavimento pelvico, aumenta la pressione intra-addominale e la stabilità del tronco, prima dell’inizio dei movimenti ed indipendentemente dalla sua funzione respiratoria (23). O’Sullivan (24) ha dimostrato come persone con dolore sacroiliaco abbiano un diminuito reclutamento del diaframma e del pavimento pelvico, giustificando dunque esercizi respiratori all’interno dei programmi di core training per migliorare la funzionalità del sistema.

La muscolatura dell’anca è a sua volta importante, costituendo insieme al bacino la base di supporto per le strutture del core (6); essa agisce all’interno delle catene cinetiche per stabilizzare tronco e pelvi e trasferire le forze dalle estremità inferiori alla colonna e al bacino stesso. Studi di Nadler et al (25,26) hanno trovato una associazione tra calo di forza a livello di gluteo grande e medio e presenza di LBP, mostrando una significativa asimmetria nella funzionalità del complesso estensorio dell’anca.

Lo psoas, infine, il più largo muscolo nella parte inferiore del rachide lombare, non provvede ad una notevole stabilizzazione ad eccezione di movimenti con una accentuata flessione del tronco (15). Eccessive richieste di stabilità o un ipertono di tale muscolo possono però causare aumentanti e nocivi carichi alla colonna lombare.

Tutte le componenti muscolari globali e locali sopra elencate agiscono sinergicamente per generare efficienti movimenti multi-planari a livello del rachide assicurando stabilità dinamica e funzionalità; tuttavia, un deficit a uno o più degli elementi costituenti il sottosistema può alterare la capacità di controllo neuromuscolare, rendendolo soggetto a possibili problematiche disfunzionali (7).

SOTTOSISTEMA NEURALE

Tale sottosistema controlla il reclutamento della muscolatura del core tramite meccanismi a feed-forward o a feedback.

Ha il compito complesso di monitorare e modificare continuamente le azioni muscolari basandosi su informazioni provenienti dai fusi neuromuscolari, organi del Golgi e legamenti vertebrali. Poiché le richieste di stabilità cambiano istantaneamente in base a aggiustamenti posturali o carichi esterni a cui è sottoposto il corpo, il sottosistema neurale lavora continuamente per modulare la stabilità della struttura in risposta a forze esterne e per garantire il movimento.

Circa i meccanismi anticipatori o a feed-forward, notevole importanza (come descritto precedentemente) è legata al muscolo trasverso, in grado di contrarsi prima di movimenti di arti superiori ed inferiori in preparazione ad un compito specifico, mentre notevoli informazioni a feedback sono garantite dall’azione del multifido.

In conclusione, tutti i 3 sottosistemi proposti dal modello di Punjabi (14) (utilizzabili per definire l’anatomia della “core region” in maniera adeguata), risultano avere un ruolo fondamentale per una stabilizzazione globale ed efficace del complesso lombo-pelvico; pur enfatizzando i vari autori il ruolo dell’una o dell’altra componente, solo un azione integrata e sinergica della componente muscolare, connettivale e nervosa può però garantire una funzionalità ottimale del “core”.

ASPETTI FISIOLGICI

L’attivazione della “core musculature” in catene cinetiche funzionali è basata su pattern neuromotori pre-programmati e orientati ad uno specifico obiettivo.

Questi pattern, appresi e migliorabili con l'allenamento, sono suddivisi in due tipologie (6):

- *pattern lunghezza-dipendenti*, i quali conferiscono stabilità a livello di una articolazione e sono mediati da afferenze gamma in grado di promuovere l'inibizione reciproca muscolare per incrementare la "stiffness";
- *pattern forza-dipendenti*, i quali integrano l'attivazione di differenti muscoli per controllare più articolazioni e sviluppare forza, mediati dai recettori tendinei del Golgi.

In particolare, i pattern forza-dipendenti sono ritrovabili in molti aspetti dell'attività del core durante la pratica sportiva (6); gesti motori come i lanci o rapidi movimenti degli arti superiori sono infatti caratterizzati da sequenze di attivazioni che originano nell'obliquo esterno controlaterale o nell'arto superiore controlaterale (27), trasferendo il movimento al segmento avente il ruolo di motore primario tramite il tronco (e, conseguentemente, la muscolatura del core).

Un gesto sport specifico come il "pitch" del baseball (lancio della pallina), infatti, prevede un trasferimento di forze e momenti angolari dalle estremità inferiori a quelle superiori attraverso il bacino, tronco e spalla dominante: debolezza nella regione del core potrebbe conseguentemente interrompere tale sequenza di attivazione riducendo l'efficacia del gesto e causando un iper-lavoro di compenso nelle altre zone corporee (in questo caso l'articolazione della spalla, soggetta in seguito a microtraumatismi ripetuti a possibili infortuni).

Questi pattern si manifestano quindi attraverso aumentati livelli di attivazione nelle estremità del corpo, migliorando di conseguenza la loro capacità di esprimere forza: durante la flessione plantare della caviglia, ad esempio, la massima generazione di potenza è possibile grazie ad un sinergismo con la muscolatura flessoria dell'anca, consentendo un 26% in più di attivazione come conseguenza dell'intervento motorio a livello prossimale (28).

In maniera simile, un aumento del 23-24% nella attivazione della muscolatura rotatoria della spalle è ritrovabile quando la scapola è stabilizzata dal trapezio e dal romboide (29).

Inoltre, quando il pattern di attivazione coinvolge il primis la regione prossimale di un arto, i muscoli distali possono esprimere al meglio la precisione ed il controllo dei movimenti, piuttosto che generare esclusivamente potenza.

Il core, sulla base della descrizione anatomica precedente, è quindi in grado di generare effetti cinetici torsionali intorno alla colonna: è stato osservato come i pattern coinvolti siano differenti per "timing" (cioè l'istante) e intensità dell'attivazione muscolare, generando comunque forze e rotazioni che originano spesso dalla zona controlaterale (23).

Tali attivazioni creano continui momenti angolari che si integrano sviluppando tensione e movimento secondo una direzione prossimo-distale, durante la quale il core viene continuamente sollecitato.

In tale ottica il singolo muscolo non viene quindi considerato un elemento primario, ma solo l'appropriata sequenza di attivazioni è in grado di garantire la corretta esecuzione di un compito specifico mantenendo la colonna in condizioni stabili.

“CORE STABILITY” O “CORE STRENGHT” ?

In letteratura il concetto di "core" è spesso utilizzato come sinonimo di "trunk stabilization", "lumbar stabilization", "neuromuscular control" o "dynamic stabilization" (5). Ciò che viene definito con tale nome varia però tra gli studi, intendendo in certi casi la zona inferiore del rachide

e muscolatura collegata, in altri ampliandolo a porzioni superiori ed inferiori del corpo come i tratti appendicolari.

A questi termini se ne aggiungono altri due ampiamente diffusi e caratterizzati a loro volta da molta controversia circa il significato ed il contesto applicativo, quali i concetti di “core stability” e “core strenght”.

Pur essendo presenti dal 1980, ciò che emerge dalla ricerca è come le due definizioni siano essenzialmente diverse a seconda che si parli di rieducazione motoria o di ambito sportivo. Nel primo caso, infatti, l’obiettivo di un programma cinesiologico è limitare il dolore (low back pain=LBP) o le alterazioni funzionali di colonna vertebrale ed anche, cercando un buon controllo della mobilità e stabilità del rachide al fine di compiere le normali attività della vita di ogni giorno; per fare ciò, sono richiesti livelli di core strenght e stability notevolmente differenti da quelli necessari per controllare pelvi e arti superiori/inferiori durante gesti dinamici come quelli sportivi, il più delle volte eseguiti in presenza di notevoli carichi esterni. Le componenti anatomiche coinvolte durante questi ultimi, inoltre, includono spesso più parti periferiche (ad esempio, spalle e caviglie) le quali contribuiscono al trasferimento di forze attraverso il corpo per produrre richieste tecnico-specifiche, elemento non necessariamente presente nel settore rieducativo/clinico. Di conseguenza, sebbene l’anatomia e fisiologia della “core region” possano essere definite in maniera adeguata, ciò che viene inteso nei due contesti cambia notevolmente, descrivendo gli autori in taluni casi la “core stability” ed in altri la “core strenght” con finalità differenti.

Tra le definizioni in letteratura, interessante quella di Kibler (6) in ambito sportivo secondo cui “la core stability è l’abilità di controllare la posizione e il movimento del tronco sopra il bacino per permettere un ottimale produzione, trasferimento e controllo di forze e movimento ai segmenti distali in attività atletiche integrate.”.

A livello rieducativo, Faries e Greenwood (7) suggeriscono come “la core stability sia l’abilità di stabilizzare la colonna come risultato dell’attività muscolare, mentre la core strenght sia la capacità della muscolatura di produrre potenza attraverso la forza contrattile e la pressione intra-addominale”.

Lee (46) reputa che la “stability” non sia correlata alla quantità o qualità del movimento ma alla capacità di controllo del sistema che permette di trasferire carichi ed eseguire movimenti precisi e senza sforzo; ciò è vero a livello sportivo ma nel settore riabilitativo la qualità e quantità del movimento in assenza di dolore costituiscono una sfera importantissima.

Akuthota e Nadler (5) definiscono la core strenght come “il controllo neuromuscolare richiesto intorno al rachide lombare per mantenere la stabilità funzionale”, mentre Lehman (36) come “la massima forza che può essere generata ad una specifica velocità da un muscolo o un gruppo muscolare”.

Tuttavia, le diversità di soggetti analizzati nelle ricerche (persone con problematiche di LBP, soggetti sedentari, sportivi di vario livello), le diversità di protocolli di esercizio fisico somministrate ed i risultati spesso variabili non permettono di ricavare conclusioni oggettive e generalizzabili ai vari contesti. Ciò rende quindi difficoltosa la loro applicazione sul campo enfatizzando ancor più idee contrastanti.

E’ stato suggerito, comunque, come sia importante possedere sufficienti livelli di forza e stabilità nel corpo sia nelle attività quotidiane che nella pratica sportiva (37), e come aumentati livelli di entrambe permettano di migliorare la performance atletica (31). Inoltre, sulla base delle differenti

richieste corporee durante le attività, i protocolli di allenamento proposti in specifiche discipline risultano essere più complessi (basati solitamente su movimenti dinamici con carichi esterni) rispetto a quelli utilizzati per il condizionamento di soggetti normali (la maggior parte composti di esercizi statici).

Per stabilire se allenare la core stability e/o la core strength sia importante nella attività di ogni giorno e in quella sportiva, la ricerca deve stabilire quale impatto il training debba avere nelle rispettive aree: se nella rieducazione motoria il risultato è ottenuto eseguendo le normali attività della vita quotidiana in assenza di dolore (15,22), nello sport invece l'incremento della performance si basa sull'esecuzione tecnica di corse, salti e lanci in maniera ottimale e con una ridotta incidenza di infortuni (31), ma non necessariamente in assenza di dolore.

Sembra, dunque, che il termine "core stability" sia più appropriato se riferito a soggetti "normali o patologici", mentre quello di "core strength" al contesto sportivo.

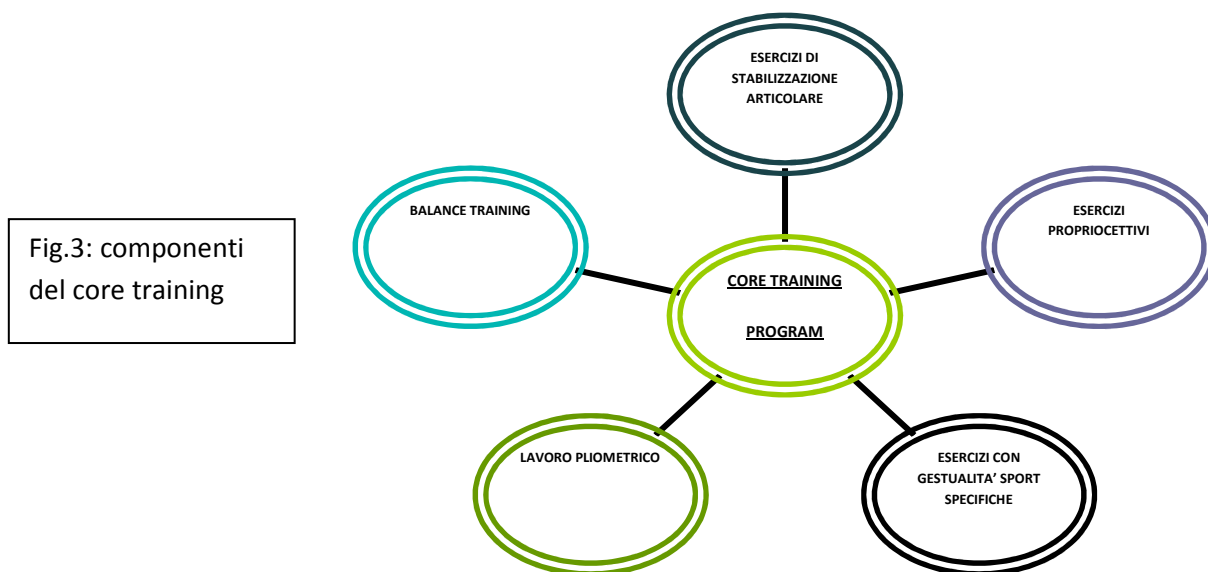
L'unione delle due definizioni può portare all'introduzione del concetto di "core ability", a sottolineare l'importanza di entrambi gli aspetti (3,4).

Con la parola "core endurance" si intende invece una tipologia lavoro che enfatizza la capacità della muscolatura di resistere a carichi esterni e all'affaticamento producendo forza e stabilità durature.

TIPOLOGIE DI CORE TRAINING

Aldilà delle differenze terminologiche e concettuali descritte precedentemente, i programmi di "core training" hanno come focus il miglioramento della forza e del controllo neuromuscolare in tale regione (26).

I protocolli di condizionamento della "core muscolature" sono oggi molto popolari e praticati da soggetti di ogni età e livello, seppur con adeguate differenze circa le metodologie e gli obiettivi; come mostrato in fig.3, essi sono costituiti da differenti tipologie di esercizi.



Nel settore clinico e rieducativo l'allenamento propriocettivo ha un'importanza fondamentale e, conseguentemente, molto comune è l'utilizzo di superfici instabili quali Fitball, Bosu e wobble board.

Comerford (37) ritiene fondamentale eseguire allenamenti combinati con soglie di carico differenti, identificando le seguenti aree di training:

- 1) *motor control stability*: stabilità a bassa soglia di carico dove il sistema nervoso centrale (SNC) modula l'efficiente integrazione e il reclutamento di muscoli globali e locali;
- 2) *core strenght training*: carico ad alta soglia della muscolatura stabilizzatoria globale che porta ad ipertrofia come adattamento funzionale a tale livello;
- 3) *systematic strenght training*: carico tradizionale ad alta soglia della muscolatura mobilizzatoria globale.

L'autore suggerisce come sia essenziale avere un "target" specifico nei muscoli locali e come una soglia a basso carico sia importante per evitare problematiche o infortuni; Comerford (37) evidenzia poi come inizialmente sia opportuno rendere cosciente il soggetto dei propri pattern neuromuscolari insegnando a reclutare muscoli in isolamento (tramite l'utilizzo di informazioni a feedback e comandi esterni) per poi progredire verso posizioni e movimenti più funzionali.

Akuthota e Nadler (5) suggeriscono l'importanza del ri-apprendimento del controllo motorio di muscoli inibiti o silenti, affermando come esso sia preponderante rispetto alla core strenght in soggetti con LBP. Secondo la loro ottica è possibile che benefici nella performance e nell'efficienza corporea possano essere il risultato di migliorati meccanismi di controllo e reclutamento neuromuscolare, piuttosto che di incrementi di core strenght.

La scelta degli esercizi assume quindi un ruolo fondamentale, così come l'ampiezza dell'attivazione muscolare e i pattern sollecitati, variabili a seconda del carico e dell'obiettivo voluto (core stability o core strenght).

A riguardo, numerose sono le idee suggerite dagli autori:

- Vezina e Hubley Kozey (38) suggeriscono come nel caso di "core strenght" occorra lavorare con attivazioni maggiori del 60% della massima contrazione volontaria (MVC) per ottenere incrementi di forza, mentre in quello di core stability con valori <25% MVC per benefici a livello di endurance e di controllo neuromuscolare. Nel loro studio hanno analizzato tramite EMG di superficie (3 muscoli addominali e 2 lombari) 3 esercizi comuni di "core training" quali

- 1) il "pelvic tilt" (retroversione del bacino da supini)
- 2) l' "abdominal hollow" (movimento di avvicinamento dell'ombelico alla colonna vertebrale dalla posizione supina creando una "concavità" addominale)
- 3) livello 1 del "trunk stability test" (combinazione di abdominal hollow e flessione unilaterale dell'anca da supini) (39)

osservando come i valori di attivazione più alti siano nell'obliquo esterno (OE: 25% MVC) durante il pelvic tilt; la conclusione, dunque, sottolinea come l'effetto degli esercizi investigati non sia ottimale verso la "core strenght" ma possa tuttavia permettere una valutazione del livello di "core stability" della persona e, da qui, la pianificazione di adeguati programmi di allenamento.

- Davidson e Hubley Kozey (40) hanno indagato, in maniera analoga allo studio precedente, l'EMG nella muscolatura del tronco durante una leg extension eseguita con carico progressivo ed hanno osservato valori del 3-7% MVC, concludendo quindi come "il core" non sia stimolato sufficientemente verso la "strenght" ma possa permettere livelli minimi di "stability".

- Comerford (37) suggerisce come il “core stability” training debba spaziare da isolate attivazioni della muscolatura profonda locale all’utilizzo di pesi su superfici irregolari; visto il differente ruolo funzionale dei muscoli è consigliato infatti variare gli esercizi in modo da stimolare il core a livello tri-planare e sviluppare la stability in globalità.

- Stephenson e Swank (12) ritengono che programmi di sviluppo di “core strength” debbano includere esercizi di flessibilità di addominali e zona lombare, flessori ed estensori dell’anca, comprendendo lavori su superfici instabili eseguiti con contrazioni statiche e dinamiche.

- Lehman (36) afferma che, essendo richiesto un livello minimo di attivazione muscolare del tronco (1-3% MVC) per stabilizzare la colonna, la “core endurance” rivesta un ruolo primario rispetto alla “core strength”; l’autore reputa fondamentali gli esercizi

- 1) curl up (crunch addominale da supini)
- 2) bird dog (estensione gamba e braccia opposti in quadrupedia)
- 3) side bridge (posizione di “ponte” da decubito laterale)
- 4) prone bridge (posizione di “ponte” da decubito prono)
- 5) squat con sovraccarico

per stressare la muscolatura anteriore, posteriore e laterale senza eccedere la soglia di carico caratterizzata da eccessiva compressione e forze di taglio alla colonna, potenziali cause di infortuni. Tale ipotesi è sostenuta da McGill (41), il quale suggerisce come l’ “endurance” sia primaria rispetto alla “strength” per ottenere la stabilità lombo-pelvica, e da Faries e Greenwood (7), secondo cui focalizzarsi sui meccanismi di controllo corporeo è da anticipare rispetto a incrementi della forza di stabilizzazione; per i medesimi autori gli esercizi di “endurance” dovrebbero essere caratterizzati da carico ridotto e lunga durata (30”-45”), mentre quelli di “strength” da carichi maggiori e un basso numero di ripetizioni.

- E’ importante lavorare sia sulle unità motorie lente che su quelle veloci per ottimizzare “core stability” e “core strength”: secondo Hodges (42) la velocità, carico e direzione del movimento possono infatti condizionare il tipo di fibre reclutate in un determinato gesto. Poiché gesti eseguiti ad alta soglia reclutano unità motorie “fast” mentre lavori a bassa soglia quelle “slow”, modulare tali parametri ha un’importanza fondamentale. Indagando la relazione con i movimenti degli arti, il medesimo autore ha trovato come le articolazioni di spalla e gomito attivino risposte anticipatorie negli addominali mentre movimenti di polso e pollice no (42), sottolineando il legame tra ampiezza di movimento e “core”. Inoltre, come descritto nei paragrafi precedenti, i movimenti degli arti superiori sono preceduti di 30 ms da attivazioni del trasverso rispetto al deltoide, mentre quando il movimento avviene negli arti inferiori il trasverso precede i muscoli di tale livello di 100 ms (19,20).

- Cresswell (43) ha analizzato la direzione dei movimenti trovando attività di retto addominale, obliquo esterno e obliquo interno (rispettivamente:RA, OE e OI) solo durante fasi di accelerazione o decelerazione, quando cioè tali muscoli generavano movimento o si opponevano ad esso. Inoltre, Cordo (44) ha osservato ritardi nella attivazione degli arti superiori quando sono richiesti compiti motori complessi che necessitano di un incremento del controllo posturale; in questo caso, l’extra-time è infatti legato alla preparazione del corpo alle successive forze risultanti.

Tuttavia, pur sottolineando la ricerca il legame tra variazioni nell’attività muscolare periferica e le risposte nella “core musculature”, rimane non chiaro quale debba essere la direzione e la velocità

ottimale del carico. Si concorda solo circa l'alta specificità con le richieste di un certo sport e su come il tipo di allenamento dipenda dal modello prestativo (36, 45). In questo modo, movimenti target ad alta e bassa soglia in grado di migliorare il training dovrebbero trasformarsi a loro volta in incrementi della performance (6).

Parallelamente, per ottenere benefici nella "core stability" e/o "core strenght" in ambito non-sportivo, occorre avvicinarsi il più possibile alle richieste funzionali delle attività quotidiane, nel rispetto del principio di "specificità del compito motorio".

L'apparente confusione emersa nel corso degli anni è legata alle differenze tra l'approccio al "core training" nei settori rieducativo e sportivo, la quale ha portato alla pianificazione di proposte operative contrastanti e spesso non idonee all'ambito richiesto.

Prima della definizione di ogni protocollo di lavoro occorre dunque svolgere una attenta valutazione dell'individuo, del suo stato di forma e degli obiettivi perseguiti (limitare il dolore o incrementare la performance).

Le future ricerche dovranno conseguentemente focalizzarsi su quali esercizi siano più idonei per la "core stability", quali per la "core strenght", quali per la "core endurance" e questi come possano essere trasferiti negli specifici settori applicativi.

EVIDENZE SCIENTIFICHE SUL CORE TRAINING:

Ad oggi, le maggiori evidenze scientifiche riguardano i benefici del "core training" su persone normali o con LBP in ambito rieducativo, mentre numerose contraddizioni esistono circa il mondo sportivo e gli atleti d'elite (come sottolineato nei paragrafi precedenti).

Si è infatti osservato come infortuni muscolari e articolari a livello di core, ginocchia ed anche durante movimenti variabili siano spesso legati a deficit della muscolatura stabilizzatoria del tronco e ad alterati reclutamenti nella zona addominale (38). E' importante quindi che ogni debolezza in tale zona sia identificata e corretta vista la sua relazione con il rischio di infortuni.

In generale, l'adattamento neurale al core training prevede (47):

- Pattern di reclutamento più efficaci
- Attivazione nervosa più veloce
- Miglioramento sincronizzazione unità motorie
- Abbassamento riflessi inibitori

e un allenamento di forza ad alta intensità si può tradurre con (5):

- ✓ *Cambiamenti strutturali dei muscoli (ipertrofia)*
- ✓ *Adattamenti neurali*

in grado di:

- Facilitare la possibile generazione di forze
- Sollecitare i meccanismi di facilitazione SN
- Migliorare la stiffness intrinseca del muscolo
- Incrementare la mobilitazione tissutale

Tuttavia, i risultati circa le attivazioni muscolari durante lavori di core stability/strenght nelle ricerche di settore sono da valutare con limiti ed attenzione, viste le differenti metodologie di analisi, i campioni eterogenei e le tecniche esecutive variabili; ad oggi, non vi è un singolo esercizio in grado di sollecitare tutta la regione del core, per cui la combinazione di differenti

proposte operative sembra essere la soluzione ottimale per stressare la muscolatura in maniera adeguata (48).

Future ricerche sono richieste per capire quale tra i contenuti dei “core training protocol” sia più idoneo in relazione ad un determinato obiettivo.

1) SETTORE RIEDUCATIVO / RIABILITATIVO

Molte ricerche si sono focalizzate su come la core stability influenzi il LBP o i meccanismi di controllo del tronco, cercando di indagare gli effetti di molti tipi di allenamento ed esercizi addominali (23,25,38,40,50). Un forte addome potrebbe infatti essere una buona base per una colonna più stabile ed un condizionamento globale di low back (zona lombare), gambe e addome potrebbe ridurre le problematiche (49).

Pollock (51) ha trovato come l’allenamento integrato di pesi e stabilizzazione lombo-pelvica possa portare a uno sviluppo della forza di estensione lombare, collegata probabilmente alla prevenzione del LBP.

Negli anni il focus è stato centrato sullo studio del trasverso (Tr), il più profondo dei muscoli addominali, avente un ruolo specifico di supporto della colonna lombare e la cui attività è alterata in caso di patologie al rachide.

Hodges e Richardson (9,19,20,21,42) nei loro numerosi lavori hanno osservato come in soggetti sani la sua contrazione preceda quella di braccia e gambe (rispettivamente di 30 e 100 ms), suggerendo che tale muscolo funga da preparatorio per stabilizzare il tronco e facilitare l’azione degli arti. Inoltre, esso è attivo indipendentemente dalla direzione dei movimenti corporei, al contrario di retto addominale (RA), obliquo esterno (OE), obliquo interno (OI).

Conseguentemente, allenare tali muscoli per aumentarne la forza potrebbe avere effetti benefici su stabilità e performance.

L’uso di programmi rieducativi e terapeutici si è inoltre spesso basato sulla Fitball come superficie instabile per stressare maggiormente il core richiedendo livelli di equilibrio e controllo neuromuscolare maggiori (52); il medesimo autore suggerisce come essa, seppur utile per stressare i meccanismi stabilizzatori lombo-pelvici in globalità, non sia però ottimale per l’allenamento della forza.

Cosio-Lima (32), confrontando due training eseguiti a terra e con Fitball, ha riportato maggiore attività EMG nei muscoli del tronco ed incrementi dell’equilibrio nel secondo rispetto al primo. L’autore ha indagato l’effetto di 5 settimane di lavoro con volume di carico crescente basato su due esercizi comunemente diffusi quali il “sit up” e “l’estensione del tronco da prona”, eseguiti sulla superficie instabile (15 soggetti: gruppo sperimentale) o sul tappetino da palestra (15 soggetti: gruppo di controllo); ogni partecipante si è allenato per 5 volte a settimana, impiegando circa 15’ per terminare il protocollo, evidenziando nei test post-training differenze significativamente maggiori nel gruppo sperimentale rispetto al quello di controllo.

Ad oggi, essa è dunque considerata come uno strumento riabilitativo a bassa soglia utile per migliorare senso di posizione articolare, equilibrio, postura e propriocezione; il suo ampio uso in moltissimi settori applicativi è la dimostrazione dei vantaggi legati a questo strumento.

Circa il rapporto tra le differenti componenti del “core training” (core stability/strength/endurance), McGill (15) ha suggerito che lo sviluppo della “core endurance” dovrebbe precedere quello della “core strength” in questo ambito; in accordo con tale ipotesi

Arokoski (50) afferma che “essendo il muscolo multifido composto principalmente da fibre di tipo 1, solo carichi di bassa entità possono migliorare la sua funzione”.

Tutto ciò ha portato alla definizione dei moderni programmi di rieducazione basati su un approccio multifattoriale che includa vari metodi di core training; Saal (53) ha indagato l'effetto di un protocollo misto su soggetti con LBP caratterizzato da esercizi di flessibilità, mobilizzazione articolare di anca e rachide toraco-lombare, lavoro aerobico e condizionamento addominale: l'autore ha riportato effetti positivi nel 96% del campione, pur non essendo possibile capire con esattezza il contributo di ogni singola metodica sul risultato finale.

Il fatto che un programma di allenamento influenzi o meno un potenziale incremento della performance dipende comunque dall'efficacia degli esercizi di core eseguiti. Il successo di ognuno di essi dipende infatti dal livello di funzionalità e specificità con un movimento “target”, dalla soglia di intensità scelta, dalla familiarità che un soggetto ha con l'esecuzione e dalla frequenza di svolgimento. Differenti esercizi eseguiti a intensità variabili di reclutamento muscolare devono rappresentare i contenuti di riferimento, rimanendo il più vicino possibili alla performance specifica e all'obiettivo voluto (36).

In conclusione, la ricerca nel settore riabilitativo, condotta tramite la valutazione di esercizi di “core stability” a bassa soglia di carico e del loro effetto sul LBP, sembra dimostrare una influenza positiva nel ridurre il livello di infortuni e nella capacità di recupero da tale problema; come i muscoli del core rispondano a esercizi a soglia maggiore seguendo tali metodologie, tuttavia, non è ancora chiaro.

2) SETTORE ATLETICO

Come più volte accennato nei paragrafi precedenti, vi è una carenza di evidenze scientifiche circa la relazione core training-performance. Sebbene alcuni studi abbiano sottolineato i vantaggi di tale allenamento in ambito sportivo, le conclusioni riferite sono spesso basate più su affermazioni teoriche che su dati oggettivi (7).

Roetert (55) afferma come tutti le discipline sportive necessitino di buone capacità di stabilizzazione e controllo neuromuscolare, vista la natura tridimensionale di molti movimenti specifici che richiedono adeguati livelli di forza nel tronco e nelle anche. Sebbene le singole discipline differiscano circa equilibrio e simmetria esecutiva richiesti, tutte necessitano di buona componente su “core stability” e “core strenght”.

Lacune in tali fattori potrebbe conseguentemente risultare in una tecnica inefficace e una maggiore predisposizione agli infortuni (56); a conferma di ciò, il LBP è stato trovato essere un problema comune negli sport che richiedono una continua componente rotatoria del tronco associato a movimenti di flessione ed estensione (25).

Leetun (45) ha indagato 139 atleti (basket e track) ritrovando infortuni in 41 di essi (28 uomini e 13 donne) durante la stagione cestistica a livello di LBP e arti inferiori (35% delle donne e 22% degli uomini); l'autore ha riscontrato come in essi vi sia una debolezza di “core stability”, in particolare a livello di forza di abduzione e rotazione esterna dell'anca, concludendo come un deficit in questa componente sia in grado di stressare negativamente il complesso lombo-pelvico rendendolo più sottoposto a problematiche.

Fisiologicamente, l'allenamento di “core strenght” e “stability” dovrebbe quindi portare ad una maggior generazione di forza e potenza nei muscoli di spalle, braccia e gambe, diminuendo di conseguenza il rischio di infortuni e incrementando velocità, agilità, potenza ed endurance (13).

I programmi di allenamento sono inoltre finalizzati a correggere le debolezze locali dell'organismo migliorando il controllo segmentario e globale tramite lavori alla giusta soglia di training; tipicamente, i protocolli utilizzati dovrebbero quindi seguire come obiettivi (37):

- Incremento ROM articolare
- Incremento stabilità articolare
- Incrementare la performance muscolare
- Ottimizzare la funzione movimento

Molti sport si basano tuttavia su allenamenti ad alta soglia in grado di condizionare esclusivamente la muscolatura globale e alterare la funzionalità degli stabilizzatori locali, agendo a favore di “core strenght” rispetto alla “core stability”.

Comerford (37) suggerisce dunque di lavorare sia con carichi a bassa soglia che ad alta soglia, utili per incrementare entrambe le componenti; i primi si focalizzano principalmente su controllo posturale, reclutamento muscolare ed efficienza motoria, i secondi invece su esercizi con sovraccarichi in grado di stressare maggiormente la muscolatura per indurre cambiamenti strutturali.

Tuttavia, in questo ambito numerosi aspetti necessitano di ulteriori approfondimenti utili a formulare una maggior chiarezza concettuale, a capire l'effetto cinesiologico di ciascun esercizio e a comprendere quali muscoli debbano essere effettivamente efficaci per raggiungere gli obiettivi voluti (4).

MISURARE IL “CORE TRAINING” E LA SUA RELAZIONE CON LA PERFORMANCE

Sebbene non in maniera quantitativamente elevata, in letteratura è possibile ritrovare alcune evidenze specifiche nelle singole discipline (13, 30, 31, 33, 34, 35,36).

Tse (13) ha analizzato gli effetti di un programma di “core endurance” (2 giorni a settimana per 30-40 minuti per 8 settimane) su 45 rematori; l'autore ha misurato la resistenza del tronco (test di flessione, estensione e bridge laterale destro/sinistro: McGill test) e vari parametri funzionali tramite prove quali il vertical jump, broad jump, corsa a navetta, lancio palla medica, sprint su 40 m e prova di gara sui 2000 metri.

I risultati hanno evidenziato benefici solamente nell'endurance del bridge laterale senza alcuna differenza significativa pre/post nei test di performance rispetto al gruppo di controllo; ciò è stato imputato a varie cause tra cui il ridotto margine di miglioramento degli atleti (i soggetti considerati erano tutti di alto livello prestativo), il tipo di esercizi non totalmente funzionali e la durata del periodo di allenamento.

Stanton (30) ha investigato gli effetti di un training di 6 settimane focalizzato sull'utilizzo dello strumento Fitball su valori antropometrici, EMG di muscolatura addominale (retto addominale:RA, obliquo esterno:OE) e lombare (erettore spinale:ES), VO2Max, postura ed economia durante la corsa in 18 giovani podisti, divisi in un gruppo sperimentale ed uno di controllo; in seguito al confronto pre-post allenamento, svolto due volte a settimana con un protocollo di 25' di lavoro su superficie instabile nel caso del gruppo sperimentale in aggiunta alla normale attività sportiva, non sono emerse differenze significative a livello dei test di performance ed EMG nel tronco, mentre importanti incrementi sono stati trovati circa i livelli di “core

stability”; quest’ultima, valutata tramite il “Sahrmann core test” (39) ed un test isometrico specifico di endurance in posizione prona sulla Fitball, è migliorata in maniera significativa nei soggetti del gruppo sperimentale ma non in quello di controllo, ad evidenziare i benefici del training su tale componente.

Scibek (33), in maniera simile al precedente, ha analizzato gli effetti di un periodo di allenamento della stessa durata centrato sull’utilizzo del medesimo strumento (Fitball), scegliendo come campione giovani nuotatori universitari divisi in un gruppo sperimentale ed uno di controllo. Tutti i soggetti hanno svolto il lavoro core-specifico “a secco” e sono stati testati a livello di flessibilità dei muscoli ischio-crurali, vertical jump, lancio della palla medica in avanti o indietro, controllo posturale e performance di nuoto su una distanza di 100 yard. Nonostante gli incrementi significativi nel controllo posturale (valutato tramite il mantenimento isometrico della posizione supina con spalle su Fitball e piedi su un sistema basculante, creando dunque una condizione di duplice instabilità) e nel lancio della palla medica in avanti, non vi sono miglioramenti negli altri test e nel tempo sulla distanza di nuoto.

Cusi (57) ha invece osservato il rapporto tra un protocollo di “core training” con il medesimo strumento e l’incidenza di infortuni in giovani giocatori di rugby, trovando un legame favorevole tra tale tipologia di lavoro e la prevenzione di problematiche lombo-pelviche o negli arti inferiori.

I tre autori precedenti (30, 33, 57) hanno dunque osservato benefici nella stabilità del tronco in seguito ad un allenamento di 6-8 settimane con l’utilizzo della Fitball, senza però osservare differenze nella attività EMG e nei test di performance.

La mancanza di effetti sugli aspetti prestativi può essere legata alla non funzionalità dei programmi utilizzati con le discipline specifiche e ad una non adeguata comprensione del ruolo che determinati muscoli hanno durante questi esercizi (4).

In particolare, tale assenza può essere legata ai contenuti scelti negli studi: poiché gli esercizi con Fitball sono caratterizzati da contrazioni isometriche, carichi bassi e lunghi tempi di tensione, utili più per la “core endurance” che per la “core strength”, sembra che la performance, basata più su quest’ultima componente, possa non subire indotti positivi (3,4); come suggerito nei paragrafi precedenti, soglie di carico maggiori e attività più dinamiche sono infatti alla base di un protocollo finalizzato a tale obiettivo.

Pur non essendoci garanzia di un “transfer” verso la prestazione, occorrerebbe scegliere gli esercizi più vicini ad un determinato modello prestativo, scelta non ottimale nel caso di utilizzo di uno strumento non specifico come la Fitball; inoltre, poiché la maggior parte degli sport è svolta sul “terreno”, il training dovrebbe essere eseguito nel contesto ambientale tipico di quella disciplina.

Sato (35) ha studiato gli effetti di un “core training” di 6 settimane su 28 “runners” di medio livello che in quel periodo erano in fase preparatoria per una maratona, divisi in un gruppo sperimentale ed uno di controllo; al normale allenamento di resistenza, i soggetti del primo gruppo hanno aggiunto un lavoro rivolto alla “core musculature” eseguito 4 volte a settimana tramite lo strumento Fitball, in maniera simile a Stanton (30), Scibek (33) e Cosio-Lima (32). I partecipanti sono stati testati pre e post training al fine di osservare eventuali modifiche a livello di forze di reazione al suolo verticali ed orizzontali (eseguite tramite una pedana di forza), equilibrio funzionale dinamico (tramite lo Star Excursion Balance Test) e tempo di corsa sui 5000 m. I risultati hanno mostrato miglioramenti nel test di equilibrio ed in quello di resistenza in entrambi i gruppi, seppur in maniera maggiore nel gruppo sperimentale, mentre nessun beneficio è emerso circa le fasi di impatto al

suolo e la capacità di accelerazione/decelerazione del corpo. Conseguentemente, l'autore ha evidenziato un effetto benefico del "core training" eseguito con la Fitball, sottolineando però come gli incrementi prestativi possano essere legati in buona parte alla normale progressione allenante preparatoria per la maratona.

Circa il legame tra i test per valutare il "core" ed i test di performance, Nesser (34) ha analizzato la correlazione tra il McGill's test (41), utilizzato per valutare l'endurance della muscolatura del tronco durante il mantenimento isometrico delle 4 differenti posizioni elencate in precedenza, e comuni test sport specifici su 29 giocatori di football americano "top level". Tali test comprendevano una prova di velocità sui 20 e 40 yard, un counter movement jump (CMJ) per la forza esplosiva degli arti inferiori, un "shuttle run" (corsa a navetta) su una distanza di 10 yard e 3 valutazioni di forza massimale su altrettanti esercizi da palestra (panca piana, squat, girate con bilanciere).

Dalla sua analisi sono emerse correlazioni significative ma di potenza debole e moderata tra il "core test" e i test di performance; secondo l'autore ciò è da imputare alla scarsa specificità del McGill test, basato su contrazioni isometriche di lunga durata, con le tipologie di forza richiesta nel football, disciplina in cui invece contrazioni dinamiche ed esplosive sono di importanza primaria. Conseguentemente, viene confermato l'effetto positivo di un lavoro di "core strenght" in atleti di alto livello, nonostante esso sia di difficile quantificazione.

Myer (31) ha invece trovato incrementi nella performance in seguito ad un programma di allenamento neuromuscolare globale caratterizzato da esercizi con sovraccarichi per il tronco e gli arti, lavori pliometrici, esercizi di equilibrio e "core stability", lavori di forza a corpo libero e velocità; nella sua ricerca ha coinvolto 41 giovani giocatrici di basket, calcio e pallavolo, le quali hanno condotto un training specifico multifattoriale 3 volte a settimana per 6 settimane, sollecitando in misura simile tutte le componenti interessate. Dal confronto pre-post allenamento e dalla comparazione con un gruppo di controllo di entità inferiore (12 soggetti), sono emersi miglioramenti significativi nei test di valutazione effettuati (vertical jump, salto in lungo monopodalico, velocità sui 10m, forza massima degli arti superiori ed inferiori), range of movement (ROM - a livello di ginocchio, anca e caviglia) durante il "drop jump" (salto in basso), gradi di valgismo o varismo del ginocchio, ma solamente nel gruppo sperimentale. Tutto ciò suggerisce quindi come un lavoro globale focalizzato sul controllo neuromuscolare incrementi la "core ability" e, conseguentemente, la capacità di eseguire i test legati alla performance. Tuttavia, non è facile capire con esattezza quale tra le componenti proposte possa incidere maggiormente per il raggiungimento dei risultati voluti.

In maniera simile al precedente autore, Nadler (58) ha indagato come la "core strenght" possa influenzare gli squilibri muscolari nell'anca ed il suo legame con LBP in atleti allenati (giocatori di football americano); i soggetti hanno eseguito un programma di lavoro di forza globale, rivolto alla muscolatura del tronco e agli arti inferiori, basato su esercizi isolati per il "core" (sit up, pelvic tilt, crunch con torsioni del busto per RA e OE), squat ed affondi (enfaticizzando l'attivazione multi-articolare della muscolatura), leg press ed esercizi per tutto il corpo con pesi liberi. I risultati hanno evidenziato un aumento della forza negli estensori dell'anca nel 90% dei soggetti ed una diminuzione di incidenza LBP nei maschi del 47% (non significativa), mentre un leggero incremento è stato osservato nelle donne, probabilmente legato all'uso di esercizi non in piena sicurezza ed alla maggiore suscettibilità femminile agli infortuni (25, 26). Tuttavia, secondo

l'autore il limite nella significatività dei risultati ottenuti può essere legato al ridotto numero di soggetti che hanno riportato problematiche di LBP durante la stagione, fattore collegabile positivamente al core training stesso.

Concludendo, seppur con maggiore chiarezza terminologica e di contenuti rispetto agli anni precedenti, rimangono ad oggi non ben definiti quali siano le modalità di lavoro e gli esercizi migliori per indurre incrementi prestativi all'interno di una specifica disciplina.

Nonostante la diffusa accettazione del "core training" in qualunque settore sportivo con finalità preventive ed allenanti, ulteriori ricerche sono quindi fondamentali per definirne al meglio le peculiarità.

La figura 4 riassume i legami tra le singole componenti descritte in questi paragrafi, sottolineando le connessioni esistenti tra performance, "core stability" e "core strength".

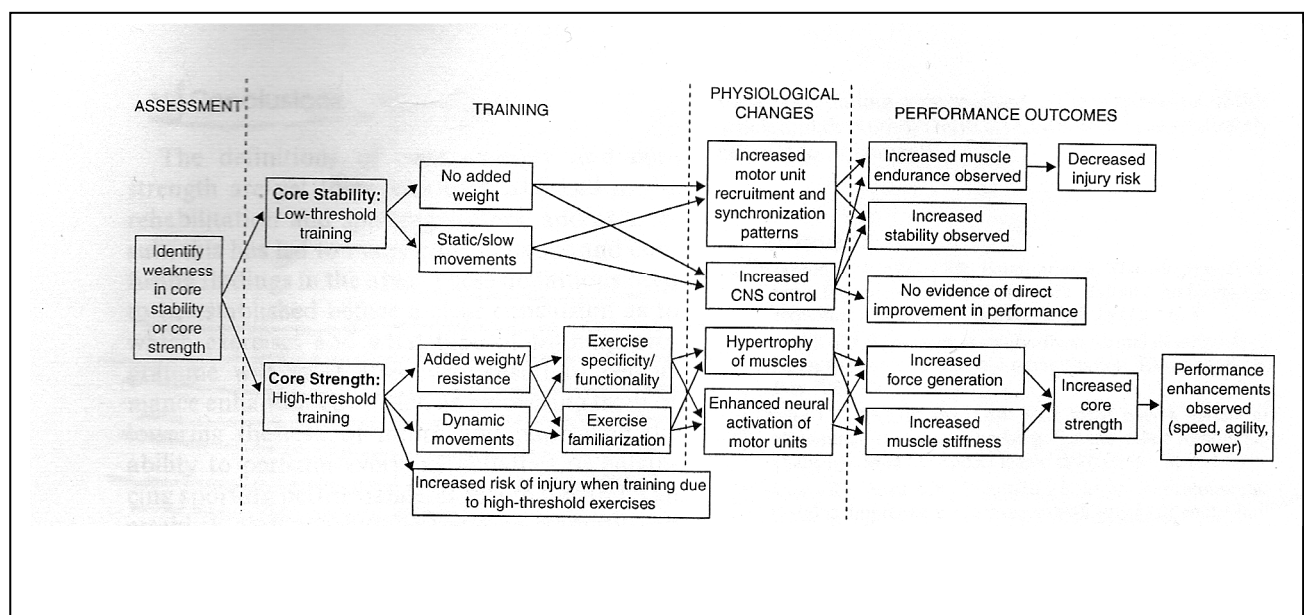


Fig. 4: core training e potenziali benefici nella performance (3)

CORE TRAINING E SPORT: APPLICAZIONI PRATICHE

In ambito sportivo emerge come molte discipline si basino su gesti eseguiti spesso in condizioni asimmetriche ed instabili (equilibrio monopodalico, fase di volo) compiendo movimenti globali e triplanari. Come descritto precedentemente, viste le funzioni della "core region" nel corpo umano, per sollecitare particolarmente la sua muscolatura ed enfatizzare il core training sport-specifico è opportuno (3):

5. eseguire gesti su superfici instabili piuttosto che stabili
6. eseguire esercizi in piedi piuttosto che seduti
7. usare pesi liberi invece che macchine di muscolazione
8. favorire movimenti unilaterali piuttosto che bilaterali (carichi asimmetrici)
9. praticare movimenti rotatori globali con cavi e palle mediche

Circa il tema dell'instabilità (approfondito nel prossimo capitolo), occorre però sottolineare come l'utilizzo di strumenti quali Fitball, Bosu o wobble board, se da un lato accentua l'attivazione

analitica dei singoli muscoli, dall'altro riduce la possibilità di transfer nei gesti tipici di un modello prestativo, essendo praticate la maggior parte delle discipline “ a terra”; seguendo il principio di specificità del carico, occorre dunque valutare attentamente il loro utilizzo a seconda degli obiettivi e dei soggetti considerati (3, 10).

Riguardo la programmazione di cicli di lavoro, l'allenamento della “core musculature” dovrebbe essere pianificato nelle seguenti modalità (3):

10. nella fase *pre season* e nei mesocicli *in season* occorre favorire lo sviluppo di potenza e “core strenght”, simulando condizioni il più vicino possibili a quelle di gara e mantenendo una elevata specificità del lavoro: lavori dinamici ed esplosivi, movimenti globali con carichi esterni (manubri, palle mediche) ad alta soglia in condizioni variabili ed uso di superfici stabili devono quindi essere i contenuti principali;
11. durante il *post season* e nei mesocicli *off season* il focus primario invece è rivolto verso lo sviluppo della “core endurance” e della “core stability”, utilizzando superfici instabili come la Fitball ed allenandosi tramite contrazioni isometriche, carichi bassi e lunghe tensioni muscolari.

Come per tutti i tipi di programmazione, anche in questo caso i principi di continuità, variabilità e progressività del carico devono dunque rappresentare l'elemento primario nel definire tutti i protocolli di lavoro.

CAPITOLO 2

L'UTILIZZO DI SUPERFICI INSTABILI: EFFETTI, CERTEZZE, DUBBI

L'utilizzo dell'instabilità come stimolo allenante risale alla prima metà del secolo scorso (72). A quei tempi, chinesologi e terapisti della riabilitazione di Svizzera e Germania cominciarono infatti ad introdurre lo strumento Fitball (nato con il termine "SwissBall" o "FisioBall" ad indicarne la provenienza originaria) all'interno dei loro protocolli di attività fisica per ottenere risultati ottimali in ambito sportivo o terapeutico.

Da allora tale strumento, seppur in maniera variabile a seconda dei contesti, ha assunto un'importanza crescente nel corso dei decenni, soprattutto nel settore della rieducazione motoria, fino ad occupare un ruolo primario nel mondo del fitness e dell'allenamento sportivo dagli anni 90' ad oggi.

La sua diffusione, al pari dello sviluppo ed introduzione di strumenti simili e sempre più innovativi nel mercato, ha conseguentemente giustificato il suo studio scientifico al fine di capirne i reali benefici sul corpo umano.

L'utilizzo della Fitball e di altre superfici instabili (fig.5) ha così determinato il nascere di un settore di ricerca specifico basato sul principio dell' "instability training" come metodo allenante dotato di peculiarità ed elementi caratterizzanti, tali da renderlo nei tempi moderni oggetto di interesse sempre più diffuso (8).



Il principio fondamentale della metodologia si basa sull'effetto destabilizzante indotto dagli strumenti considerati, in grado di stressare il sistema neuromuscolare in maniera superiore rispetto alla normale condizione di "stabilità". Eseguire un movimento su superfici come Fitball, Bosu o tavole basculanti determina infatti "output" motori complessi e "pattern" di attivazioni specifici al fine di stabilizzare il corpo in risposta alle perturbazioni della base d'appoggio, adattando continuamente il sistema alla situazione voluta per mantenere un adeguato controllo funzionale (72). Tale meccanismo richiede elevati livelli di equilibrio, coordinazione motoria ed efficienti sinergismi muscolari, componenti fondamentali di molti esercizi allenanti e rieducativi.

Tuttavia, l'utilizzo di superfici instabili non è l'unico modo per enfatizzare tali aspetti della motricità: eseguire gesti con pesi liberi rispetto alle macchine di muscolazione, compiere movimenti

in maniera unilaterale e con velocità elevate rappresentano infatti altre proposte applicative all'interno dell' "instability training", il cui obiettivo rimane sempre quello di amplificare le risposte cinesiologiche rispetto ad un allenamento "tradizionale".

Poiché il concetto di "core training" si basa su richieste di stabilità lombo-pelvica e controllo neuromuscolare notevolmente sollecitate tramite la metodologia qui descritta, si capisce come esercizi su superfici instabili quali Fitball e Bosu rappresentino una componente primaria nei programmi di "core stability" e "core strength" (2,4), tanto da consentire spesso una sovrapposizione dei due termini: se da un lato "instability" significa sempre sollecitare la regione del "core", dall'altro "core" non esclude però la stabilità come forma di condizionamento.

Nonostante l'ampia diffusione di tali esercizi, utilizzati principalmente per indurre attivazioni muscolari superiori e variabili nella muscolatura del tronco, oggi la ricerca sta però definendo con maggior precisione i reali vantaggi derivanti dall'"instability training", confutando alcune credenze ben radicate e diffuse ed approfondendo scientificamente i reali benefici.

EFFETTI DELL'INSTABILITÀ SULLE FUNZIONI MUSCOLARI

Tipicamente, è stato osservato come la capacità muscolare di esprimere forza o potenza diminuisca durante l'esecuzione di gesti in condizioni di instabilità (8,72).

Behm e Anderson (52) hanno osservato riduzioni nell' "output" di circa il 70% e 20% durante l'esecuzione, rispettivamente, di una "leg extension" o di flessioni plantari della caviglia restando seduti su una panca o su una Fitball.

I medesimi autori (60) hanno dimostrato un calo di circa il 60% nella forza sviluppabile durante una "chest press" isometrica in posizione supina su Fitball rispetto ad una superficie stabile tradizionale. Kornecki e colleghi (85) riportano riduzioni nel "power" dal 20% al 40% nell'esecuzione di "push up" a terra o su una struttura basculante, con un calo medio del 30% nell'espressione di forza e velocità.

Drinkwater (63), confrontando movimenti di "squat" (piegamenti sugli arti inferiori) a terra, su cuscini imbottiti e su emisfere instabili ha osservato decrementi significativi instabilità-correlati nel picco di forza concentrico ed eccentrico, velocità esecutiva ed ampiezza del movimento angolare nell'arto inferiore; in maniera simile McBride (70) ha paragonato il medesimo esercizio effettuato a terra o con i piedi in appoggio monopodalico su due dischi instabili, riportando cali di forza di circa il 45% in condizioni instabili.

Godman (74) ha invece recentemente paragonato un test di forza massimale per il tronco ed arti superiori (distensione con bilanciere dalla posizione supina) su panca e su Fitball, al fine di determinare il carico corrispondente alla ripetizione massimale (1 RM): dal suo studio, effettuato su 13 soggetti sani con esperienza di allenamento di almeno 6 mesi, non sono emerse differenze significative a livello di carico sollevato (e quindi espressione di forza), durata fase concentrica ed eccentrica ed ampiezza articolare del movimento (a livello del gomito) confrontando le due condizioni. Ciò ha permesso all'autore di sottolineare come, nonostante la discordanza con i valori riportati in letteratura, la capacità massimale di carico non sia influenzata dall'instabilità.

Behm (60) osserva come nell'esecuzione della chest press isometrica non vi siano differenze nell'attivazione EMG a livello della muscolatura pettorale, deltoide anteriore, tricipite brachiale, lunghissimo del dorso e retto addominale: tale risultato suggerisce come la ridotta capacità del

muscolo di esprimere forza tramite la sua componente motoria sia trasferita in un' aumentata forza di stabilizzazione. La crescente richiesta di controllo neuromuscolare determina infatti notevoli incrementi nel ruolo stabilizzatorio del muscolo al fine di consentire l' esecuzione di un "task" specifico, a discapito però della potenza erogabile dal muscolo stesso.

In linea con l' autore precedente, Kornecki (85) riporta aumenti medi del 40% nel contributo di stabilità necessario affinché il sistema sia in grado di compiere il movimento voluto, qualora vi siano perturbazioni causate da superfici basculanti.

Gli aumentati livelli EMG riportati negli studi suggeriscono dunque come medesime attivazioni muscolari possano essere indotte attraverso una modulazione del carico e della componente instabile, stimolando tuttavia meccanismi coordinativi e sinergismi muscolari completamente differenti.

L' instabilità causa infatti notevoli incrementi nell' attività degli antagonisti per la maggiore necessità di stabilizzare gli arti durante un certo movimento: Behm e Anderson (52), ad esempio, hanno trovato aumenti del 30,7% e 40,2% negli antagonisti dei flessori plantari ed estensori della gamba nello studio citato in precedenza, mentre McBride (70) riporta valori EMG simili nei muscoli flessori del ginocchio (bicipite femorale, gastrocnemio) e differenti nei vasti del quadricipite durante l' esecuzione dello squat, confrontando le condizioni stabile vs instabile.

Questa co-contrazione tra agonisti e antagonisti permette dunque di aumentare la "stiffness" articolare provvedendo ad una maggior stabilità del sistema e fungendo da meccanismo di protezione; tuttavia, tale risposta influenza in negativo il livello di forza producibile, la velocità esecutiva e la libertà di movimento, rappresentando una sorta di "freno" all' esecuzione di un gesto specifico (63).

Se da un lato ciò si dimostra utile qualora gli obiettivi allenanti siano in ambito rieducativo, dall' altro è sicuramente un ostacolo allo sviluppo degli "output" motori tipici del settore sportivo, in cui elevati livelli di potenza sono fondamentali.

Tale fenomeno è osservabile anche durante l' esecuzione di esercizi di cui non si conosce la tecnica esecutiva e durante movimenti dall' esito incerto (72); pur manifestandosi ciò con un notevole calo di forza, permette di migliorare equilibrio e controllo muscolare. Inoltre, un allenamento continuo in questa direttiva, determina col tempo una riduzione della co-attivazione degli antagonisti, permettendo una migliore conservazione dell' energia a favore di tecnica esecutiva ed efficacia del movimento.

L' ALLENAMENTO DELLA MUSCOLATURA DEL TRONCO IN CONDIZIONI DI INSTABILITA': EFFETTI SULLA REGIONE DEL "CORE"

Come descritto nel capitolo precedente, la "core ability" rappresenta una componente primaria nel settore sportivo e rieducativo.

Poiché l' instabilità determina un aumento della attivazione globale della muscolatura grazie alle aumentate richieste di stabilità, l' effetto di esercizi specifici rivolti alla regione del tronco può essere notevolmente aumentato introducendo strumenti come Bosu e Fitball all' interno dei programmi di lavoro.

Un elevato numero di autori ha osservato come la muscolatura del "core" possa essere condizionata tramite esercizi analitici e globali in posizioni differenti, sfruttando sia la componente instabile

come superficie di appoggio sia come vincolo parziale degli arti (10). E' infatti possibile ottenere aumenti nell'attivazione di tale zona attraverso:

- a. esercizi specifici "isolati" come crunch, curl up, estensioni busto da proni (50, 67, 79, 80, 82, 83, 84, 86, 89)
- b. esercizi rivolti in primis agli arti superiori e alla regione superiore del tronco come push up, bridge prono o laterale, distensioni bilanciata da supino (59, 67, 68, 69, 77, 85, 86)
- c. esercizi allenanti principalmente gli arti inferiori come squat, affondi, stacchi da terra (61, 64, 65, 71)

La ricerca in tale direttiva si è focalizzata inizialmente sul confronto tra esercizi di flessione e estensione del tronco eseguiti a terra e su Fitball, per poi passare all'analisi di movimenti più complessi (come le posizioni di bridge supino, prono, laterale) ed infine alla valutazione di movimenti utilizzati comunemente per gruppi muscolari più "periferici" al core (arti inferiori e superiori) ma eseguiti utilizzando strumenti come Bosu, Dyna Disc, Skimmy, tutti in grado di fornire al sistema una componente destabilizzante variabile.

- a) Quando esercizi per la regione addominale sono effettuati su uno degli strumenti sopra elencati, il tronco è soggetto a continui disequilibri che stimolano la coattivazione muscolare e la propriocezione (79, 80); tale coattivazione aumenta la "stiffness" vertebrale migliorando i meccanismi di controllo lombo-pelvico, utili per prevenire e migliorare problematiche disfunzionali del rachide (fig.6 e 7).



Fig.6: Curl up (o "crunch") su Fitball



Fig. 7: Iperestensioni (o "back extension") del busto su Fitball

Vera-Garcia (80) ha confrontato il movimento di curl-up (flessione del tronco dalla posizione supina) a terra e su Fitball riportando aumenti nell'attivazione EMG della porzione superiore ed inferiore del retto addominale (URA e LRA) dal 20% al 50% e dell'obliquo esterno (OE) dal 5% al 20%, quando l'esercizio è eseguito su superficie instabile. Circa il medesimo esercizio, Sternlicht (83) ha invece osservato aumenti a livello di URA, LRA e OE rispettivamente del 31%, 38% e 24%. Clark (87), confrontando la flessione del tronco a terra o con strumenti specifici, ha osservato i valori EMG maggiori in URA e URA nel crunch eseguito su Fitball. Recentemente, Duncan (84) riporta aumenti nell'attività di URA e LRA rispettivamente del 23% e 14% nel medesimo confronto.

Per quanto riguarda la muscolatura posteriore del tronco, Drake (79) analizza movimenti di estensione di busto o arti inferiori attraverso il medesimo paragone stabile vs instabile: dai suoi

risultati, in maniera opposta rispetto alla regione addominale, emerge invece come le attivazioni EMG di erettore spinale toracico (EST) e lombare (ESL) siano analoghe o ridotte quando l'esercizio viene eseguito su Fitball, con una co-contrazione media inferiore del 30%, riportando valori in linea con Mori (82).

Quest'ultimo (82), Stevens (89) e Arokoski (50) affermano come tali attivazioni oscillino tra il 20% ed il 60% della massima contrazione volontaria (MVC), mentre nella muscolatura flessoria il coinvolgimento è minimo.

- b) Eseguire esercizi comunemente svolti in palestra come “bench press” (movimento di spinta degli arti superiori contro una resistenza), distensioni bilanciere da supini o “push up” (piegamenti sugli arti superiori) variando la condizione di stabilità può determinare incrementi significativi nell'attivazione della muscolatura del “core” (Fig.8 e 9).



Fig. 8: Push up su Balance Board



Fig.9: Bridge prono con su Fitball

Norwood (69) ha investigato le risposte EMG durante un movimento di distensione del bilanciere da supino effettuato 1) in maniera tradizionale (su una panca) - 2) con instabilità singola superiore (dorso in appoggio su una Fitball e piedi a terra) - 3) con instabilità singola inferiore (dorso su panca e piedi su Bosu) - 4) con instabilità duplice (dorso su Fitball e piedi su Bosu), riportando valori EMG crescenti in maniera proporzionale al livello di destabilizzazione nell'obliquo interno (OI), erettore spinale lombare (ESL) e bicipite femorale (BL). Marshall (68) ha analizzato il medesimo esercizio a carico costante eseguito con due manubri (invece di un bilanciere) su panca e su Fitball, osservando un notevole aumento nell'attivazione EMG di RA, OI e deltoide anteriorie (AD) sia nella fase concentrica che in quella eccentrica, sottolineando conseguentemente come tale esercizio rientri a pieno titolo nei programmi di “core training”. In un altro studio (86) il medesimo autore osserva come anche il mantenimento isometrico della posizione prona su Fitball con le mani in appoggio consenta di raggiungere attivazioni EMG nel RA e OI superiori rispetto alla condizione stabile, con valori rispettivamente maggiori di 2,5 volte o 4 volte, al contrario del “bridge prono” isometrico con i piedi in appoggio sulla Fitball in cui i risultati sono simili. Lehmann (75), confrontando differenti condizioni di push up, riporta aumenti significativi nell'attivazione di RA e tricipite solo nella situazione con mani su palla, passando rispettivamente dal 13 al 22% e dal 22 al 43%, in linea con lo studio precedente (86).

Marshall (67, 86) suggerisce dunque come esercizi con appoggio parziale del corpo su una superficie instabile causino continui adattamenti del tronco in risposta alla componente

destabilizzante, in maniera proporzionale alla distanza tra il centro di gravità corporeo e il contatto.

Inoltre, Behm (59) ha confrontato la “chest press” (spinte con manubri dalla posizione supina) e la “shoulder press” (spinte verticali con manubri dalla posizione seduta) eseguite su panca e su Fitball, trovando incrementi significativi a livello di stabilizzatori addominali inferiori, EST e ESL nella chest press sulla palla, mentre nessuna differenza è riportata riguardo la shoulder press. Nel medesimo articolo l’autore paragona poi una esecuzione bilaterale e unilaterale dei due esercizi, trovando valori EMG superiori durante quest’ultima nella muscolatura contro-laterale del tronco rispetto all’arto utilizzato per il sollevamento del manubrio. Ciò enfatizza notevolmente il ruolo svolto dal complesso lombo-pelvico per permettere esecuzioni tecniche in “asimmetria” stabilizzando la regione addominale per consentire una funzione motoria distale.

Recentemente Vera-Garcia (90) ha analizzato gli effetti del Bodyblade (un’asta oscillante da muovere ritmicamente con gli arti superiori in posizioni differenti) sulle attivazioni a livello del tronco, osservando come oscillazione dello strumento ad ampiezze variabili in modalità orizzontale o verticale possano arrivare ad indurre valori EMG medi del 48% e 26% MVC, rispettivamente nell’OE e OI.

- c) Analogamente, anche esercizi focalizzati principalmente sul lavoro degli arti inferiori possono condizionare positivamente la muscolatura del “core” (fig.10).



Fig.10: squat e affondi su Bosu

Anderson e Behm (61) hanno indagato il movimento di squat, osservando le differenti risposte neuromuscolari nell’esecuzione 1) a terra con bilanciere guidato - 2) a terra con bilanciere libero - 3) su due cuscinetti gonfiabili con bilanciere libero: nella condizione di maggiore instabilità i valori EMG nella muscolatura del tronco aumentano del 20%-30%, ad evidenziare il ruolo di tale regione nella stabilizzazione del corpo.

Hamlyn (64) ha confrontato le attivazioni EMG della zona anteriore e posteriore del “core” (stabilizzatori inferiori dell’addome, obliquo esterno, erettore spinale lombare superiore ed inferiore) tra esercizi quali lo “squat” e il “dead lift” (stacchi da terra con bilanciere), comunemente praticati per allenare globalmente l’arto inferiore, e due esercizi su Fitball rivolti alla muscolatura estensoria quali il “superman” (ipertensione da proni con addome sulla palla e avampiedi in appoggio) e il “side bridge” (bridge dalla posizione laterale con gomito in

appoggio e piedi incrociati a terra). Dalla sua analisi emerge come sia lo squat che il dead lift, eseguiti con un carico pari all'80% 1 RM, consentano di ottenere attivazioni EMG superiori dal 53% al 68% a livello di erettori spinali, mentre non vi sono differenze nella muscolatura anteriore.

In maniera simile, Nuzzo (65) ha studiato lo squat e il dead lift con % di carico del 50,70, 90 e 100% confrontandole con 3 esercizi su Fitball quali il "bridge supino" (sollevamento bacino dalla posizione supini a terra con piedi sulla palla), la "back extension" (posizione prona sulla palla, iperestensione del tronco) ed il "bird dog" (estensione gamba e braccio opposti da prona sulla palla con mani e ginocchia a terra). L'indagine EMG a livello di ESL e multifido (MUL) ha evidenziato valori variabili tra il 29% e il 67% della MVC nei 3 esercizi con Fitball, valori tra il 78% e il 129% MVC nello squat e valori tra il 101% e il 163% nel dead lift in base alla % di carico utilizzata. Nessuna differenza invece è emersa a livello di RA e OE.

Conseguentemente, i due autori dimostrano come attivazioni muscolari notevolmente superiori nei muscoli nella regione posteriore del "core" possano essere facilmente raggiunte con esercizi aventi focus primario l'arto inferiore in condizioni di stabilità, consentendo un lavoro globale di tutto il corpo. Tali esercizi causano infatti un aumento nella risposta del "core" al fine di controllare le oscillazioni e le torsioni indotte dal carico esterno; poiché la rotazione pelvica è l'elemento primario alla base di una corretta postura e di una tecnica efficace durante l'azione di muscoli bi-articolari come quelli degli arti inferiori, l'intervento dei flessori ed estensori del tronco viene sollecitato in seguito a qualunque perturbazione della stabilità (8).

Recentemente, Willardson (71) ha indagato i movimenti di squat, dead lift (analoghi ai due studi precedenti), "curl lift" (flessione avambraccio sul braccio con bilanciere da stazione eretta) e "overhead press" (spinte verticali con bilanciere dalla stazione eretta) nelle condizioni 1) a terra con carico 50% 1 RM - 2) a terra con carico 75% 1 RM - 3) su Bosu con carico 50% 1 RM. L'analisi EMG, svolta a livello di RA, OE, OI e ESL, non ha evidenziato alcuna differenza tra l'esecuzione stabile e instabile al 50% del carico, mentre valori maggiori sono stati trovati nella condizione stabile al 75% del carico, seppur in maniera variabile a seconda di muscolo ed esercizio. L'autore sottolinea dunque come l'instabilità tramite lo strumento Bosu non rappresenti uno stimolo efficace per incrementare le attivazioni EMG se confrontato con aumenti del carico esterno (dal 50% al 75%).

Le co-attivazioni della muscolatura agonista ed antagonista di anca, ginocchia e caviglia indotte da superfici quali Bosu e Skimmy (dischi gonfiabili di ridotte dimensioni per l'equilibrio monopodalico) risultano essere inoltre efficaci per la prevenzione di problematiche distorsive e per il recupero post-infortunio, grazie alla elevata sollecitazione dei meccanismi di controllo neuromuscolare nelle varie articolazioni (54).

Tutte le esperienze sopra citate evidenziano quindi l'importante connessione tra la regione del "core" e differenti tipologie di esercizi, sottolineando la possibilità di condizionare la sua muscolatura in maniera differente scegliendo tra le varie modalità elencate; il contesto esecutivo, i soggetti considerati e gli obiettivi voluti sono i parametri di scelta di una o dell'altra direzione.

DUBBI E INCERTEZZE

L'utilizzo di superfici instabili è ampiamente diffuso e praticato in molti contesti sportivi e clinici, basandosi tuttavia in alcuni casi su un "sapere" non sempre scientificamente corretto.

Nonostante il numero di studi negli ultimi anni abbia consentito di approfondire notevolmente le conoscenze a riguardo, alcuni importanti quesiti rimangono oggi irrisolti, trovando risposte più nella pratica sul campo che nella ricerca (1, 72).

Conseguentemente, conoscenze settoriali sul tema dell'instabilità giustificano un utilizzo pressoché universale di alcuni strumenti come Fitball e Bosu, senza considerarne i possibili limiti ed i reali benefici.

Da una analisi della letteratura circa l'allenamento della muscolatura del tronco (1), emerge come una altissima eterogeneità caratterizzi questo settore.

In particolare, le differenze metodologiche riguardanti l'elettromiografia di superficie, l'indagine strumentale più comune negli studi per quantificare le risposte muscolari durante un determinato esercizio, spesso non consentono di confrontare correttamente i valori EMG riportati; le principali discordanze si trovano infatti a livello di:

- Caratteristiche dello strumento utilizzato
- Posizionamento elettrodi per uno specifico muscolo
- Tipo di elettrodi e distanza inter-elettroica
- Analisi di contrazioni statiche o dinamiche e loro durata
- Metodiche di elaborazione del segnale
- Normalizzazione alla massima contrazione volontaria (MVC)

Ciò permette di intuire come attivazioni simili in esercizi dello stesso tipo possano in realtà essere legate a indagini strumentali differenti.

Inoltre, la diversità dei soggetti considerati nelle ricerche costituisce un ulteriore limite. Nonostante la maggior parte dei campioni siano rappresentati da persone giovani e sane, i loro aspetti peculiari variano moltissimo; in particolare, le differenze si manifestano circa:

- Livello e tipo di attività fisica o sportiva praticata
- Esperienza con superfici instabili
- Caratteristiche antropometriche

La familiarità con certi esercizi, i tempi di risposta ad uno stimolo allenante e la volontà esecutiva sono tutti elementi da considerare nel momento del confronto: Bressel (91) ha osservato come le maggiori attivazioni EMG a livello di RA, OE, OI e ESL siano ottenibili quando un esercizio come lo squat viene eseguito in condizioni di stabilità con un carico del 50% ma accompagnato da un forte incitamento verbale, se confrontato col medesimo movimento svolto 1) a terra con carico del 75% 1 RM – 2) su Bosu con carico 50% 1 RM – 3) a terra con carico del 50% 1 RM.

L'autore sottolinea dunque come la componente psicologica e volitiva dei soggetti giochi un ruolo fondamentale nello svolgimento di uno specifico "task".

Poiché molti studi utilizzano strumenti quali le Fitball di dimensioni "standard" (solitamente 55 o 65 cm di diametro), si deduce come un medesimo movimento possa risultare più o meno difficile anche a seconda dell'altezza e del peso del soggetto, determinando a parità di condizionamento degli "output" variabili.

Inoltre, le conclusioni emerse dallo studio di una certo campione e in uno specifico setting di indagine vengono spesso generalizzate a molteplici contesti in maniera errata: Lehman (76) ha osservato come la semplice introduzione della Fitball in sostituzione di una panca tradizionale durante esercizi con sovraccarichi non comporti necessariamente risposte maggiori nei muscoli del tronco. Conseguentemente, l'associazione tra instabilità e attivazioni muscolari maggiori non sempre risulta corretta.

Il medesimo autore (78) sottolinea infatti come una base di supporto instabile spesso non sia una condizione sufficiente per stressare il sistema in maniera incrementale; nelle sue ricerche (75, 76, 77) afferma come le caratteristiche interpersonali siano fondamentali, ritrovando valori spesso contrastanti nei suoi risultati ed una importante variabilità interna nel campione. In particolare, la tecnica esecutiva di ciascun esercizio, spesso omessa nella descrizione metodologica, assume ancor più connotazioni individuali (fig.11).

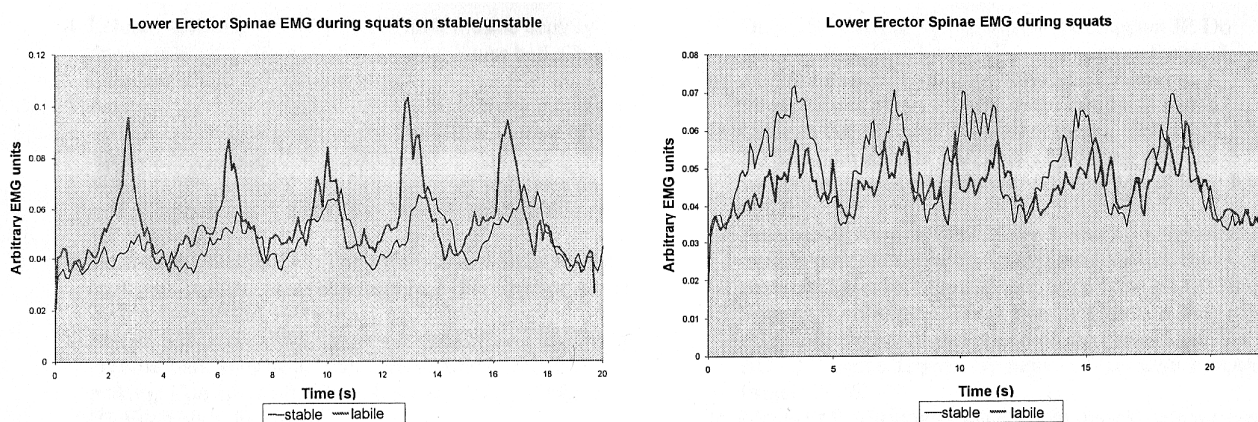


Fig.10: differenti risposte EMG del muscolo ESL durante squat su Bosu e a terra in 2 soggetti: nella prima immagine si osserva un' aumentata attivazione nella condizione di instabilità (labile surface - linea chiara), nella seconda il contrario (stable surface - linea scura); da Lehmann - (71)

Recentemente, Wahl (66) ha analizzato le attivazioni EMG a livello di "core" e arto inferiore durante l'esecuzione dello squat su differenti superfici instabili quali Fitball, Bosu, Dyna Disc (disco gonfiabile per l'appoggio monopodalico) e Wobble Board (tavola basculante circolare) in atleti "top level" aventi una grande esperienza di lavoro con sovraccarichi; dai suoi risultati emerge come solo la Fitball, ossia lo strumento più destabilizzante, possa aumentare le risposte EMG a livello di muscoli stabilizzatori addominali e soleo. Nello stesso studio confronta poi esercizi di muscolazione per l'arto inferiore effettuati su Dyna Disc e a terra, senza trovare alcuna differenza EMG significativa. Conseguentemente, l'autore sottolinea come un moderato livello di instabilità come quello indotto da Bosu e Dyna Disc non rappresenti un fattore sufficientemente stressante per atleti altamente condizionati, i quali possono invece ricevere stimoli positivi da incrementi del carico esterno in condizioni di stabilità.

Inoltre, non sempre è possibile trasferire i contenuti caratterizzanti un certo modello prestativo da un contesto sportivo all'altro; Behm (62) ha osservato come esercizi eseguiti con una componente instabile molto simile a quella ritrovabile nell'Hockey su ghiaccio non permettano di ottenere benefici su parametri condizionali specifici in atleti praticanti tale disciplina.

Ad oggi, alcuni quesiti rimangono dunque irrisolti (72):

- può l' "instability training" contribuire a miglioramenti nell'equilibrio dinamico?
- può determinare maggiori incrementi nella forza e nella potenza durante condizioni di instabilità dinamiche rispetto all'esercizio tradizionale?
- può l'equilibrio essere allenato indipendentemente dalla forza?
- si può ridurre la co-contrazione muscolare?
- è possibile quantificare correttamente le differenze tra condizioni di stabilità ed instabilità circa l'aumento di attivazione e la diminuzione di forza?
- può l'instabilità migliorare la performance sportiva in attività che ricevono perturbazioni in condizioni stabili?
- può il ruolo degli agonisti essere trasformato da stabilizzatore o motore in ambito sportivo?

Ulteriori ricerche, eseguite con una corretta standardizzazione metodologica, potranno forse fornire una risposta ai dubbi che oggi esistono.

APPLICAZIONI PRATICHE

L' "instability training" determina un calo dell'output di forza, della velocità esecutiva di un gesto ed un aumento della co-contrazione degli antagonisti proporzionale al livello di destabilizzazione. Le ricerche precedenti hanno evidenziato % di attivazioni differenti a seconda degli esercizi, superando però difficilmente valori del 60 - 70% qualora si utilizzi una superficie instabile come base d'appoggio o vincolo distale. Poiché tale percentuale è considerata il livello minimo per ottenere incrementi di forza in soggetti non allenati (4), si capisce come in molti casi essa non sia raggiungibile, impedendo dunque un effetto stressante nel muscolo tale da indurre stimoli ipertrofizzanti (individuati invece in un 80% del carico); se ciò non è riscontrabile in persone con un livello di fitness medio-bassa, risulta ancor più inadeguato in soggetti sportivi. Aumentare l'instabilità o aggiungere carichi maggiori a tale condizione per raggiungere % di attivazione superiori sarebbe tuttavia inutile e pericoloso, rappresentando uno stimolo eccessivo per la capacità di controllo neuromuscolare e potenzialmente dannoso per il sistema (8).

Utilizzarlo come metodo allenante per la forza di arti e tronco può dunque essere utile solo se il grado di instabilità è ridotto, permettendo di sviluppare una giusta resistenza contro il sovraccarico. Solo se l'impegno per l'equilibrio e la stabilizzazione è limitato posso infatti richiedere più energia e concentrazione per vincere un carico esterno in maniera tecnicamente corretta (72).

I vantaggi maggiori del lavoro instabilità si hanno a livello del tronco: un torque modesto degli arti determina un grosso momento di forza nel sistema di leve del "core"; di conseguenza, il maggior contributo si ha a livello della "core stability" piuttosto che della "core strenght".

L'obiettivo di tale metodica deve essere dunque quello di ottenere miglioramenti a livello di equilibrio, propriocezione, coordinazione e sinergismi muscolari piuttosto che guadagni di forza, aspetti importanti sia nel settore sportivo che in quello rieducativo ma con un focus primario in quest'ultimo. Poiché soggetti con deficit di varia natura (LBP, problematiche di controllo neuromuscolare) necessitano maggiormente di "core endurance e stability", esercizi specifici "isolati" per tale regione (come i crunch o l'estensione del busto su Fitball) sono più indicati rispetto a quelli rivolti agli arti superiori ed inferiori, più vicini all'ambito sportivo.

In particolare, visto il principio di specificità del carico e l'importanza di stimoli allenanti il più vicino possibile al modello prestativo di una certa disciplina, esercizi globali e multi-articolari come push up, squat e dead lift sono i più consigliati in tale direttrice (4).

I programmi di lavoro per atleti di vario livello dovrebbero dunque essere caratterizzati da esercizi in cui l'instabilità non è causata dalla base di appoggio, quanto dall'esecuzione con pesi liberi piuttosto che macchine di muscolazione, dalla pratica di movimenti unilaterali invece che bilaterali, dalla richiesta di dinamicità e maggiori velocità esecutive (4,7). In tali condizioni il carico esterno, già di per se elevato, risulta aumentabile fornendo resistenze esterne maggiori in grado a loro volta di stressare ulteriormente la muscolatura del "core" (superando le % di attivazioni del 60% - 70%) e fornire stimoli indirizzati verso la "core strength". Pur essendo composta principalmente da fibre di tipo 1 e rispondendo in maniera ottimale a volumi di lavoro alti con intensità medie, non vi sono ragioni per credere che tale muscolatura non possa trarre benefici anche da carichi elevati e durata inferiore (8).

La figura 6 riassume gli effetti dell' "instability training" sul sistema, evidenziando vantaggi e svantaggi in ambito rieducativo e sportivo.

Instability resistance and balance training effects	Rehabilitation	Musculoskeletal health	Sports performance
↑ trunk activation when compared to similar intensity stable activities	*	*	*
↑ limb muscle activation when compared to similar intensity stable closed kinetic chain exercises (i.e., squats)	* ↓ loads used to prevent injury	*	† Near-maximal or maximal activation can be achieved with high loads
↓ limb muscle activation when compared to similar stable open kinetic chain conditions	‡	‡	‡
↑ cocontractions with acute exposure to instability	* ↑ cocontractions increase joint protection	†	† Unknown whether chronic instability training will reduce cocontractions
↑ agonist stabilization functions	* ↑ agonist stabilization may increase joint protection	†	‡ Unknown whether chronic instability training will transfer agonist stabilizer to motive functions
↓ force and power output	‡	‡	‡
↑ static balance	† Limited or unknown application to dynamic balance	†	† Specific sport practice may provide sufficient dynamic balance training effect
Action specificity	?	?	?

* Significant benefit.
† Minimal benefit.
‡ No benefit.

Fig. 6: Effetti dell'allenamento in instabilità (da Behm) - (52)

Come sottolineato nel paragrafo precedente, dubbi e incertezze rimangono ancora circa questo argomento; solo una attenta programmazione della metodologia di lavoro basata sulle caratteristiche del soggetto e sull'analisi degli obiettivi potrà dunque aiutare nel raggiungimento di obiettivi concreti, nel rispetto continuo del principio di progressività del carico e dell'evoluzione dal semplice al complesso delle proposte operative.

CAPITOLO 3

ANALISI ELETTROMIOGRAFICA DI ESERCIZI SVOLTI SU DIFFERENTI SUPERFICI INSTABILI

INTRODUZIONE

Nei capitoli precedenti sono state trattate le tematiche riguardanti la regione del “core” e l’allenamento su superfici instabili, sottolineando quali siano le attuali conoscenze a riguardo e le metodologie di lavoro diffuse.

E’ emerso come il binomio “core training” – “instability training” sia oggetto di studi sempre maggiori effettuati nei settori sportivo e rieducativo, al fine di ampliare il sapere scientifico e giustificare le modalità applicative.

Il punto di partenza di tutte le ricerche è il ruolo chiave svolto dalla regione del “core” nel mantenimento dell’equilibrio del rachide e nella stabilizzazione lombo-pelvica, al fine di compiere le normali attività della vita quotidiana e i gesti sportivi specifici, mantenendo un controllo neuromuscolare efficace per il raggiungimento degli obiettivi voluti.

In tale direttiva, la muscolatura addominale e paraspinale assume un’importanza primaria, tale da indirizzare molti programmi di allenamento verso esercizi specifici per il condizionamento di queste zone.

Una recente review di Vera-Garcia (1) individua moltissime ricerche focalizzate su questo argomento e, pur specificando l’alta eterogeneità presente al loro interno e le difficoltà nel confrontare i vari articoli, identifica gli esercizi ottimali per allenare la muscolatura addominale in regime di sicurezza ottenendo attivazioni EMG importanti: l’autore sottolinea come il crunch, crunch con torsione e side bridge, insieme all’estensione gamba e braccio opposti dalla posizione quadrupedica (bird dog), debbano essere una componente essenziale dei vari programmi, senza però escludere gli esercizi su superfici instabili quali la Fitball.

Vari autori (38, 40, 50, 87, 89, 92, 93, 94, 95, 101) hanno focalizzato le loro analisi sulla valutazione quantitativa di varie tipologie di esercizi eseguiti a terra o con strumenti specifici presenti nel mercato del fitness (quali AB King, Power Wheel, AB Revolutionizer – fig.11), trovando % EMG variabili dal 20 all’80% MVC a livello di RA, OE, OI e dal 5 al 60% a livello di erettore spinale toracico e lombare.



Fig.11: esempi di strumenti non-tradizionali per l’allenamento della muscolatura addominale;
da sinistra Power Wheel, AB King, AB Revolutionizer

Poiché l'utilizzo di superfici instabili aumenta le risposte neuromuscolari, altri autori hanno poi introdotto lo strumento Fitball nelle loro ricerche valutandone l'efficacia sul "core".

In particolare, essa è stata utilizzata per un allenamento globale della regione del tronco avente come target primario la muscolatura flessoria (59, 77, 80, 82, 86,87, 84) o quella estensoria (50, 59, 79, 89), pur determinandosi in molti casi una co-contrazione tra agonisti ed antagonisti (8, 72).

Tuttavia, non tutti gli autori hanno confrontato il medesimo esercizio effettuato sia terra che su Fitball al fine di ricavare le differenze % indotte dalla superficie instabile.

Solo Vera-Garcia (80), Clark (87), Sternlicht (83), Duncan (84), Marshall (86), Lehmann (77) e Behm (59), seppur con modalità e contenuti differenti, hanno paragonato le due condizioni in esercizi rivolti principalmente alla muscolatura addominale, mentre Drake (79) e Arokoski (50) hanno indagato tale relazione in esercizi specifici per la muscolatura paraspinale.

Ad eccezione del crunch (80, 83, 84, 87) è difficile però trovare contenuti in comune a più di due o tre autori; solo il bridge supino (50, 77, 59), il bridge prono con gomiti su Fitball (77, 84) e il bridge prono piedi su Fitball (59, 84, 86) rientrano tra questi.

Negli ultimi anni lo strumento Bosu (Bosu= Both Side Up, ad indicarne il duplice utilizzo) sta assumendo una popolarità crescente nel settore del fitness ed in quello sportivo, tanto da essere spesso utilizzato con finalità analoghe a quelle della Fitball. Tuttavia, a livello scientifico non vi sono evidenze tali da giustificare la scelta rispetto a quest'ultima o da considerarlo come più o meno efficace nell'attivazione della muscolatura del tronco; gli unici articoli che ne riportano l'uso lo vedono infatti coinvolto come base di appoggio instabile durante l'esecuzione di squat (66, 71, 91) o come attrezzo per un programma di lavoro preventivo, focalizzato principalmente sugli arti inferiori (31).

Da nostra conoscenza non vi sono ricerche in cui il Bosu venga utilizzato come superficie instabile per esercizi specifici rivolti alla muscolatura del tronco al pari della Fitball.

Inoltre, poiché la maggior parte degli articoli sopra citati ha coinvolto soggetti giovani e sani ma aventi livelli di esperienza non ben definiti, un argomento di studio importante è l'ulteriore indagine di tali esercizi attraverso la loro esecuzione da parte di un campione definibile come di "alto livello".

L'obiettivo della ricerca è, dunque, quello di confrontare un protocollo di lavoro di "core training", composto da esercizi comunemente svolti palestra o in ambito sportivo, effettuato nelle condizioni di stabilità vs instabilità indotta da Fitball e Bosu.

Le ipotesi sono le seguenti:

12. L'instabilità non determina attivazioni muscolari significativamente maggiori nella regione del "core" in soggetti "top level";
13. La Fitball, in virtù del maggior livello di instabilità creato, permette di stressare il sistema in maniera superiore rispetto al Bosu causando risposte EMG differenti.

MATERIALI E METODI

APPROCCIO SPERIMENTALE ALLO STUDIO

La ricerca rappresenta una indagine quantitativa effettuata tramite l'elettromiografia di superficie (EMG) durante l'esecuzione di 7 esercizi di "core training" svolti in un'unica seduta da ciascun

partecipante secondo un ordine random su superficie instabile e a terra. Al fine di ottimizzare i tempi e la qualità del lavoro, ognuno di essi è stato informato preventivamente circa le modalità di indagine ed ha compiuto una sessione di familiarizzazione entro 7 giorni dalla data del test, restando a riposo da qualunque tipo di allenamento per almeno 24 h prima della sessione di indagine. Tutte le acquisizioni sono state realizzate presso lo studio chinesiologicalo del centro Energy Fitness o presso il laboratorio di Cinesiologia e Analisi del Movimento Umano della Facoltà di Scienze Motorie.

SOGGETTI

10 soggetti (8 uomini e 2 donne) giovani e senza problematiche di low back pain (LBP) o infortuni recenti sono stati coinvolti nello studio.

La loro partecipazione si è basata su una nostra richiesta avanzata dopo aver accertato il soddisfacimento di uno dei seguenti criteri di inclusione:

- a) Esperienza di lavoro con superfici instabili (Fitball, Bosu o entrambe) di minimo 12 mesi e loro utilizzo almeno 2 volte a settimana per finalità allenanti;
- b) Certificazione di Istruttore di Pilates da almeno 12 mesi e insegnamento di tale metodo al momento del test.

La tabella 1 riassume le caratteristiche del campione utilizzato (n=10).

	ETA' (anni)	PESO (Kg)	ALTEZZA (m)
MEDIA	27,8	73	1,79
ds	5,47	10,18	0,08

Tab. 1: valori medi campione utilizzato

Tali criteri sono stati ritenuti indispensabili per definire i soggetti come praticanti di “alto livello”. Solo 2 su 10 soggetti sono stati reclutati secondo il criterio b) ed entrambi possedevano una buona esperienza con le due superfici instabili poiché da loro utilizzate in numerose lezioni del metodo Pilates; i restanti 8 erano invece familiari con lavori di “core training” caratterizzati da esercizi su Fitball e Bosu.

ELETTROMIOGRAFIA e ANALISI DEL SEGNALE EMG

La valutazione EMG è stata effettuata in quanto metodica di indagine comune in ricerche aventi come obiettivo lo studio delle attivazioni muscolari.

Lo strumento utilizzato è stato il BTS Pocket EMG (BTS Bionengineering, Milano-Italy), strumento di recente costruzione (2006) dotato di un collegamento via cavo tra elettrodi e sistema di acquisizione e di una connessione wireless tra sistema di acquisizione e work station (fig. 12).

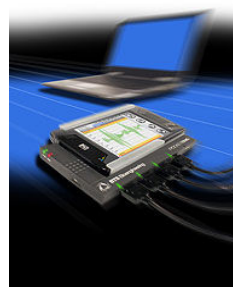


Fig.12: L'elettromiografo BTS Pocket EMG

Le registrazioni sono state realizzate utilizzando elettrodi pediatrici circolari pre-gel in Ag/Cl (Bio Protech Inc.) posizionati simmetricamente sul lato destro e sinistro del corpo ad una distanza interelettrodica di 2,5 cm, disposti parallelamente al decorso delle fibre muscolari (103, 104). I muscoli indagati sono stati (elettrodo di riferimento posto sulla SIAS sinistra) (fig.13):

- Retto addominale superiore (URA): 3 cm laterale e 5 cm in alto rispetto all'ombelico, elettrodi posti parallelamente all'asse longitudinale del corpo;
- Retto addominale inferiore (LRA): 3 cm laterale e 5 cm in basso rispetto all'ombelico, elettrodi posti parallelamente all'asse longitudinale del corpo;
- Obliquo esterno (OE): 15 cm laterale all'ombelico, elettrodi disposti a formare un angolo di 45° rispetto all'asse trasverso del corpo;
- Obliquo interno (OI): a metà tra spina iliaca antero-superiore (SIAS) e la linea mediana, subito sopra il legamento inguinale, elettrodi posti quasi paralleli al legamento stesso;
- Multifido/erettore spinale lombosacrale (MUL): 2 cm laterale a L5-S1, elettrodi con un angolo di circa 30° rispetto all'asse longitudinale
- Erettore spinale lombare superiore (ERSI): 6 cm laterale L1-L2, elettrodi posti parallelamente all'asse longitudinale del corpo.

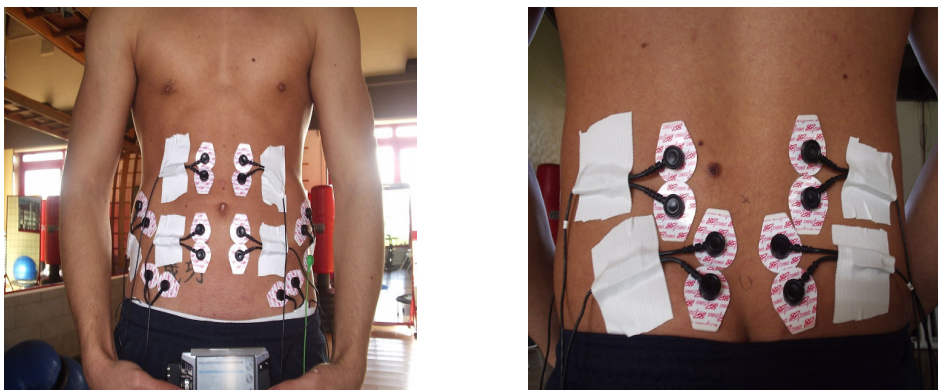


Fig.13: posizionamento elettrodi nella regione anteriore (a sinistra) e posteriore (a destra) del tronco

La scelta dei punti di reperi della regione anteriore e posteriore si è basata su una valutazione delle modalità di indagine diffuse in letteratura e su cui non esiste una uniformità di pensiero; il protocollo per i muscoli flessori del tronco dunque è in linea con quello di Vera-Garcia (80, 90), mentre quello per i muscoli estensori con Behm (59, 64), poiché provenienti da autori con un elevato numero di pubblicazioni ed operanti con una standardizzazione metodologica.

Tuttavia, occorre effettuare alcune considerazioni in merito: la zona addominale, vista la sua morfologia ed azione biomeccanica, non può essere considerata come composta da muscoli analizzabili singolarmente; a causa del forte fenomeno di “Cross Talk” qui presente (ad eccezione del RA quando non ha funzione di motore primario – 86), ogni muscolo riceve infatti influenze da altri muscoli adiacenti causando una sommazione spazio-temporale del segnale complessa (99, 100). In particolare, si è osservato come l’OI, pur essendo un muscolo profondo ed indagabile tramite EMG ad ago, può essere acquisito grazie a EMG di superficie con un 15% di variabilità poiché un posizionamento adeguato consente di riflettere l’intervento di regioni più interne del corpo (96). Inoltre, Ng (104) afferma come il punto di reperi mediale alla SIAS riceva influenze da

OI, OE e trasverso (Tr), impedendo dunque una dissociazione di tali muscoli; a riguardo, Behm (59, 64, 66) suggerisce dunque di definire tale zona come “stabilizzatori addominali inferiori”, riportando tale nome nelle sue ricerche.

Circa la regione posteriore, Stokes (105) afferma come il MUL non sia investigabile in quanto troppo profondo, pur discordando da altri autori (104). Poiché nel punto di repere L5-S1 si riflette l’attività sia di muscoli superficiali (spinale, lunghissimo, ileocostale) che profondi (multifido), sarebbe corretto definire tale zona come quella del gruppo degli “Erettori Spinale Lombo-Sacrali”; analogamente, pur riferendosi il posizionamento 6 cm laterale a L1-L2 più al lunghissimo che al multifido (61, 64), il termine opportuno è quello di “Erettori Spinali Lombari Superiori” (66).

Conseguentemente, pur riportando per semplicità descrittiva un singolo muscolo nei risultati successivi, occorre considerare il seguente riferimento:

- URA: regione supero-mediale dell’addome
- LRA: regione infero-mediale dell’addome
- OE: regione supero-laterale dell’addome
- OI: regione infero-laterale dell’addome
- ERSI: muscoli Erettori Spinali Lombari Superiori
- MUL: muscoli Erettori Spinali Lombo-Sacrali

Prima delle acquisizioni la cute di ogni soggetto è stata preparata tramite rimozione di peli in eccesso, trattamento con carta vetrata e pulizia con alcool, al fine di pulirla da eventuali sostanze esterne e renderla più idonea alla registrazione di segnali mioelettrici (100).

I cavi dello strumento sono stati fissati alla cute tramite nastro adesivo per impedire artefatti da spostamento ed il dispositivo portatile (Pocket EMG) è stato lasciato a terra durante gli esercizi, vista la sufficiente lunghezza dei fili.

I segnali sono stati acquisiti per una durata di 10” con frequenza di campionamento a 1000 Hz; ognuno di essi è stato amplificato (common mode rejection ratio: 110 db), tagliato con filtri Butterworth a 10-500 Hz e convertito a 16 bit A/D nella work station per l’ulteriore analisi.

L’elaborazione del segnale è avvenuta tramite il software Myolab.

In ciascuna registrazione di 10” sono stati selezionati 7” centrali grazie a un trigger manuale gestito dal soggetto e in grado da fungere da “on” e “off” per l’esercizio. Ogni partecipante è stato infatti istruito ad eseguire ogni prova con una tempistica di:

- 2” fase concentrica
- 3” mantenimento isometrico della posizione voluta
- 2” fase eccentrica

definita all’interno dei 10” grazie alla sua pressione su un pulsante all’inizio ed alla fine del movimento.

Dei 7” totali, solo i 3” della fase isometrica sono stati considerati: poiché l’indagine durante contrazioni “statiche” si è visto essere meno legata ad artefatti di movimento (99, 100) (spostamento elettrodi sulla cute, trazione dei cavi sugli elettrodi) rispetto alla contrazione concentrica ed eccentrica e poiché le prove massimali di riferimento (MVC) sono avvenute nelle medesime condizioni, l’intervallo selezionato è stato quello centrale.

In ogni prova il segnale è stato dunque rettificato, calcolato il Root Mean Square (RMS) con una mobile windows di 250 ms e normalizzato al MVC per quel muscolo. Poiché il valore RMS utilizza come unità di misura i mV e non consente un confronto between-subjects, ogni partecipante è stato

infatti sottoposto ad un test massimale al fine di ottenere la massima attivazione per uno specifico muscolo (o meglio, per ogni regione corporea/gruppo muscolare).

Tale metodica è utilizzata in tutte le ricerche e consente di esprimere il valore ottenuto come numero % e non come semplice valore in mV, giustificandone quindi il confronto con altri soggetti. In accordo con Konrad (100) ai partecipanti è stato richiesto di eseguire:

- Crunch massimale contro la resistenza dell'operatore a livello delle spalle e piedi bloccati da un secondo operatore: massima attivazione URA e LRA
- Bridge laterale contro la resistenza di un operatore a livello del bacino e piedi bloccati da un secondo operatore: OE e OI
- Crunch inverso contro la resistenza di un operatore a livello delle ginocchia, mani bloccate alla spalliera: LRA
- Estensione busto da prona a terra contro la resistenza di un operatore a livello delle spalle e piedi bloccati da un secondo operatore: ERSI e MUL
- Estensione anche da prona a terra contro la resistenza di un operatore a livello delle caviglie e spalle bloccate da un secondo operatore: ERSI e MUL

Ogni prova massimale è stata eseguita per 5" con 2' di recupero tra un test e l'altro, scegliendo il valore RMS maggiore ottenuto per ciascun muscolo (99) nei 3" centrali, al fine di consentire un confronto temporale della medesima durata con i segnali ricavati dagli esercizi. Durante il loro svolgimento, visto il ruolo degli stimoli verbali sul reclutamento muscolare (91), un forte incitamento verbale è stato garantito da parte dell'operatore. Poiché Clark (87) ha osservato come non vi siano differenze significative tra MVC ad angoli di flessione variabili del tronco, non sono stati dati riferimenti angolari specifici ai soggetti durante l'esecuzione.

Circa la scelta dei test MVC, molti autori utilizzano un crunch con torsione contro resistenza per ottenere attivazioni di OE e OI (67, 80, 83, 84, 84); tuttavia poiché tale movimento coinvolge molto anche il RA (1) e gli esercizi del protocollo sperimentale sono composti da esercizi di bridge laterale, tale posizione è stata preferita (107). Konrad (92, 100), inoltre, evidenzia come non vi sia un esercizio primario per ottenere la MVC di ciascun muscolo a causa degli automatismi personali, pertanto occorrerebbe indagare più posizioni.

I valori ricavati da ogni segnale sono dunque stati espressi in % MVC per un confronto between-subjects, mentre il valore mV è stato utilizzato per le differenze within-subjectes tra le condizioni di stabilità vs instabilità; in quest'ultimo caso, infatti, non sono richieste procedure di normalizzazione (66, 69).

ESERCIZI INDAGATI E PROTOCOLLO DI LAVORO

Ogni partecipante ha eseguito 7 esercizi nelle 3 superfici utilizzate in un ordine casuale in base alla preferenza personale (fig.14).



Fig. 14: le 3 superfici utilizzate: Tappeto, Bosu, Fitball.

Il tappeto è stato considerato come superficie stabile mentre Fitball e Bosu come superfici instabili. Solamente il crunch è stato obbligatoriamente eseguito per ultimo poiché il contatto elettrodi-superficie legato alla posizione supina avrebbe potuto causare spostamenti dei dispositivi di acquisizione potenzialmente negativi per le analisi successive (conseguentemente, a causa dell'artefatto da pressione in grado di modificare il segnale, in tale esercizio i muscoli ERSI e MUL non sono stati considerati).

Se il tappeto ed il Bosu sono strumenti di dimensioni standard (diametro Bosu: 65 cm), il tipo di Fitball (55cm, 65 cm o 75 cm di diametro) è stato scelto in base all'altezza del soggetto. In particolare, è stata utilizzata quella in grado di consentire, dalla posizione quadrupedica con addome sulla palla, un contatto a terra di mani e ginocchia raggiungibile in maniera non forzata. Inoltre, è stata valutata l'idoneità all'utilizzo anche grazie al mantenimento di un angolo flessorio di 90° a livello di anche e ginocchia dalla posizione seduta sullo strumento.

Come conseguenza di queste valutazioni, 8 soggetti hanno utilizzato la Fitball di diametro 65 cm mentre 2 quella da 55 cm.

Gli esercizi analizzati sono stati i seguenti:

- 1) **Crunch:** soggetto supino su tappeto, Fitball o Bosu, flessione del tronco con mani dietro alla nuca staccando testa e spalle (circa 45°) dall'appoggio mantenendo le ginocchia bloccate a 90° di flessione e i piedi liberi; nell'esecuzione su Bosu e Fitball la posizione di partenza è stata con l'angolo inferiore della scapola a contatto con lo strumento e in ogni condizione è stato chiesto un semplice appoggio delle mani al capo per evitare spinte o trazioni in alto, negative per la tecnica di esecuzione (fig.15).



Fig.15: il "crunch" nelle 3 condizioni

- 2) **Bridge supino:** soggetto supino con piedi in appoggio a terra, su Bosu o Fitball, sollevare il bacino allineando tronco e cosce e mantenendo gli arti superiori distesi e rilassati ai fianchi, formando un angolo di 90° a livello del ginocchio (fig.16).



Fig.16: il "bridge supino" nelle 3 condizioni

- 3) Bridge supino gamba singola: come il precedente, ma con solamente un piede in appoggio sullo strumento mantenendo l'arto inferiore controlaterale parallelo al segmento coscia (fig.17).



Fig.17: il "bridge supino gamba singola" nelle 3 condizioni

- 4) Side Bridge: soggetto supino in decubito laterale con gomito in appoggio sul tappeto o al centro di Bosu/Fitball, piedi a terra uno sopra l'altro (con Bosu e tappeto) o incrociati (Fitball, per ottenere maggiore stabilità), sollevare il bacino da terra allineando tronco ed arti inferiori (fig.18).



Fig.18: il "bridge laterale" nelle 3 condizioni

- 5) Bridge prono mani in appoggio: soggetto in posizione prona con le mani aventi larghezza delle spalle in appoggio a terra, su Fitball o Bosu (cupola blu in basso) e contatto con gli avampiedi, sollevare il bacino allineando tronco ed arti inferiori fino ad assumere una posizione obliqua di tutto il corpo (fig.19).



Fig.19: il "bridge prono mani in appoggio" nelle 3 condizioni

- 6) Bridge prono gomiti in appoggio: soggetto prono con i gomiti aventi larghezza delle spalle in appoggio a terra, su Fitball o Bosu (cupola blu in basso) e contatto con gli avampiedi,

sollevare il bacino allienando tronco ed arti fino ad assumere una posizione quasi parallela a terra o obliqua di tutto il corpo (fig.20).



Fig.20: il "bridge prono gomiti in appoggio" nelle 3 condizioni

- 7) Bridge prono piedi in appoggio: soggetto in posizione analoga alla 6) per l'esecuzione su tappeto e in appoggio mani a terra/ piedi su Fitball o gomiti a terra/ piedi su Bosu con ginocchia al suolo per le condizioni di instabilità (posizione iniziale), estendere le anche allineando tronco e arti inferiori, creando una linea parallela a terra (fig.21).



Fig.21: il "bridge prono piedi in appoggio" nelle 3 condizioni

Ogni esercizio è stato effettuato per due volte con un tempo di recupero di 1' tra le serie e 2' tra gli esercizi, ottimale per avere un recupero completo (82, 86, 87). Durante il loro svolgimento è stata controllata continuamente la tecnica esecutiva e, in caso di errori, è stata richiesta una ripetizione ulteriore del movimento. Gli esercizi "asimmetrici" come il "side bridge" e il "bridge supino gamba singola" sono stati eseguiti bilateralmente e analizzati singolarmente.

Come descritto precedentemente, tutte le prove hanno mantenuto una successione di contrazione concentrica-isometrica-eccentrica di durata rispettivamente 2"-3"-2"; per garantire un ritmo esecutivo corretto, l'operatore ha scandito verbalmente il tempo di lavoro, di cui ogni soggetto era già a conoscenza grazie alla sessione di familiarizzazione svolta prima dei test.

ANALISI STATISTICA

Il valore medio tra i 2 RMS ottenuti dall'elaborazione dei segnali per ciascun muscolo ed in ogni prova è stato considerato; invece, in caso di artefatti non identificabili durante l'acquisizione, solo una delle due prove è stata valutata.

Durante la sessione di indagine per motivi strumentali un soggetto non ha potuto praticare tutti gli esercizi; conseguentemente, un campione di 9 su 10 è stato sottoposto alle seguenti analisi:

- Confronto % dei valori RMS tra le condizioni Tappeto-Bosu e Tappeto-Fitball in ciascun esercizio al fine di ricavare le differenze quantitative circa le attivazioni di ogni muscolo (essendo un'indagine within-subject, non sono richieste procedure di normalizzazione del segnale);

- Analisi delle differenze nelle attivazioni muscolari legate alla condizione di stabilità o instabilità all'interno del gruppo; (essendo un confronto between-subjects, ogni segnale è stato normalizzato alla rispettiva MVC al fine di ricavarne un valore espresso in %).

Nel primo caso è stato utilizzato il One Sample T-Test definendo come "100" il valore di riferimento attribuito alla condizione "stabilità" (83, 93).

Nel secondo caso ogni esercizio è stato analizzato tramite una 2 way - analisi della varianza (ANOVA) (muscolo x superficie) procedendo indipendentemente per lato destro e sinistro; i 2 livelli (6x3) sono rappresentati dai muscoli indagati (URA, LRA, OE, OI, ERSI, MUL) e dalla superficie (Tappeto, Bosu, Fitball). Nel caso di differenze significative il confronto Post Hoc di Bonferroni è stato utilizzato per valutare le interazioni muscolo-superficie; poiché in questa sede non è di interesse l'indagine dei singoli muscoli, solo un eventuale relazione tra i muscoli stessi e gli strumenti utilizzati verrà riportata.

L'analisi è stata effettuata utilizzando il programma SPSS ver.13 ed il livello di significatività per tutti i test è stato fissato con $p \leq 0,05$.

RISULTATI

Nelle tabelle seguenti (da tab.2 a tab.7) sono mostrati i valori di attivazione media di ciascun muscolo nelle 3 condizioni, separate tra lato destro e sinistro.

ESERCIZIO	TAPPETO - lato dx					
	URA DX	LRA DX	OE DX	OI DX	ERSI DX	MUL DX
CRUNCH	55,33	56,99	24,47	37,86	0,00	0,00
sd	13,56	13,57	13,06	16,88	0,00	0,00
BRIDGE SUPINO	7,55	3,82	8,37	18,03	43,12	59,91
sd	8,35	2,83	7,65	19,54	14,33	10,56
BRIDGE SUPINO GAMBA SX	9,82	5,28	15,04	30,91	41,47	66,04
sd	13,11	6,07	12,40	30,05	16,95	12,70
BRIDGE SUPINO GAMBA DX	7,21	3,99	13,02	30,99	48,71	50,51
sd	8,71	4,42	9,37	16,85	17,30	17,82
BRIDGE LAT DX	27,10	30,36	62,83	58,53	61,63	42,97
sd	13,19	9,78	22,75	25,46	16,13	21,24
BRIDGE LAT SX	5,23	5,70	6,88	30,22	6,09	9,90
sd	2,75	4,59	4,45	18,43	2,06	8,07
BRIDGE PRONO MANI	39,29	43,99	39,29	35,62	6,52	12,53
sd	10,10	19,10	24,69	31,93	2,55	13,88
BRIDGE PRONO GOMITI	36,63	50,49	47,54	38,82	7,19	7,98
sd	13,19	20,31	21,75	33,73	2,78	5,19

Tab. 2: valori EMG medi e SD della muscolatura lato destro per gli esercizi svolti su TAPPETO; nel bridge supino gamba singola il lato riportato si riferisce a quello della gamba sollevata; i valori sono espressi in % MVC

TAPPETO - lato sx						
ESERCIZIO	URA SX	LRA SX	OE SX	OI SX	ERSI SX	MUL SX
CRUNCH	53,86	55,97	29,91	43,15	0,00	0,00
sd	22,46	12,14	14,56	14,16	0,00	0,00
BRIDGE SUPINO	10,53	6,77	8,32	22,69	45,72	56,07
sd	12,77	8,49	5,07	30,47	16,05	14,19
BRIDGE SUPINO GAMBA SX	9,06	9,12	13,59	38,66	53,87	52,82
sd	9,77	14,13	8,45	22,03	20,15	16,74
BRIDGE SUPINO GAMBA DX	8,22	5,05	10,01	24,10	36,99	56,26
sd	9,62	4,23	6,00	18,92	14,00	14,21
BRIDGE LAT DX	5,57	5,81	10,01	29,75	9,31	9,33
sd	1,46	3,90	7,86	19,55	10,71	2,84
BRIDGE LAT SX	18,79	27,84	65,81	67,61	65,68	42,00
sd	6,53	8,40	22,31	36,85	16,37	25,25
BRIDGE PRONO MANI	36,50	47,75	34,95	36,13	4,42	5,49
sd	16,36	16,85	15,47	33,94	2,56	3,43
BRIDGE PRONO GOMITI	31,83	51,23	51,31	36,83	6,18	6,32
sd	16,11	18,87	17,39	29,50	2,52	3,68

Tab. 3: valori EMG medi e SD della muscolatura lato sinistro per gli esercizi svolti su TAPPETO; nel bridge supino gamba singola il lato riportato si riferisce a quello della gamba sollevata; i valori sono espressi in % MVC

BOSU - lato dx						
ESERCIZIO	URA DX	LRA DX	OE DX	OI DX	ERSI DX	MUL DX
CRUNCH	60,69	71,16	42,15	56,67	0,00	0,00
sd	18,00	15,13	23,07	23,01	0,00	0,00
BRIDGE SUPINO	9,25	5,38	11,93	21,76	45,48	57,73
sd	9,05	3,00	7,95	22,64	17,76	24,31
BRIDGE SUPINO GAMBA SX	11,13	5,21	15,34	26,66	39,42	58,98
sd	14,48	5,17	9,78	25,04	16,46	22,05
BRIDGE SUPINO GAMBA DX	8,26	4,67	9,91	29,62	51,44	58,02
sd	8,59	5,32	6,33	17,19	20,10	23,48
BRIDGE LAT DX	27,51	33,66	73,20	58,57	58,57	42,28
sd	16,75	14,68	24,12	27,55	25,01	26,04
BRIDGE LAT SX	5,36	6,35	9,07	26,53	9,43	8,93
sd	2,90	5,04	6,09	12,86	10,43	4,71
BRIDGE PRONO MANI	38,68	51,89	50,85	38,32	5,39	6,37
sd	21,23	25,82	22,65	24,38	2,62	3,68
BRIDGE PRONO GOMITI	31,76	39,12	51,49	37,10	6,10	9,93
sd	15,04	16,55	22,05	28,36	3,40	8,48
BRIDGE PRONO PIEDI	42,80	48,83	51,39	39,85	7,16	6,44
sd	23,05	22,72	30,22	25,47	3,82	4,52

Tab. 4: valori EMG medi e SD della muscolatura lato destro per gli esercizi svolti su BOSU; nel bridge supino gamba singola il lato riportato si riferisce a quello della gamba sollevata; i valori sono espressi in % MVC

BOSU - lato sx						
ESERCIZIO	URA SX	LRA SX	OE SX	OI SX	ERSI SX	MUL SX
CRUNCH	55,92	68,95	39,90	49,36	0,00	0,00
sd	18,99	14,66	20,62	17,54	0,00	0,00
BRIDGE SUPINO	13,34	6,49	10,98	25,20	49,27	55,06
sd	13,29	4,25	6,03	22,31	19,10	22,95
BRIDGE SUPINO GAMBA SX	14,55	5,73	13,09	31,67	52,81	56,57
sd	16,63	5,57	8,79	20,62	28,47	23,78
BRIDGE SUPINO GAMBA DX	8,95	6,99	11,55	28,65	34,47	52,57
sd	8,90	6,13	7,24	15,99	15,41	20,33
BRIDGE LAT DX	6,22	6,28	9,36	36,20	5,62	8,49
sd	3,59	4,76	6,43	29,72	2,47	3,34
BRIDGE LAT SX	21,91	30,63	67,02	62,21	59,83	42,49
sd	8,01	9,54	12,92	26,00	25,44	29,40
BRIDGE PRONO MANI	46,13	53,23	51,50	41,84	4,85	5,57
sd	28,83	20,26	18,95	31,90	2,52	3,16
BRIDGE PRONO GOMITI	31,80	38,24	46,17	36,70	8,82	9,67
sd	19,28	15,32	14,63	27,68	8,00	8,01
BRIDGE PRONO PIEDI	38,58	52,00	53,06	38,66	6,40	5,53
sd	26,45	21,32	22,01	26,73	3,33	4,82

Tab. 5: valori EMG medi e SD della muscolatura lato sinistro per gli esercizi svolti su BOSU; nel bridge supino gamba singola il lato riportato si riferisce a quello della gamba sollevata; i valori sono espressi in % MVC

FITBALL - lato dx						
ESERCIZIO	URA DX	LRA DX	OE DX	OI DX	ERSI DX	MUL DX
CRUNCH	57,55	67,59	40,72	51,27	0,00	0,00
sd	14,98	13,44	23,88	24,27	0,00	0,00
BRIDGE SUPINO	14,14	7,77	11,87	27,09	54,05	69,31
sd	16,79	8,21	4,18	16,90	18,26	17,56
BRIDGE SUPINO GAMBA SX	16,56	10,72	15,30	44,53	40,62	68,07
sd	16,15	9,70	9,61	33,56	19,63	27,38
BRIDGE SUPINO GAMBA DX	22,02	13,93	20,64	35,67	65,85	66,76
sd	19,46	12,45	15,32	15,31	17,50	24,47
BRIDGE LAT DX	33,82	44,50	89,10	67,51	76,37	50,10
sd	11,66	15,37	25,53	35,31	18,14	27,03
BRIDGE LAT SX	7,44	6,54	8,83	29,83	6,97	11,63
sd	4,22	3,14	6,85	15,78	2,39	6,23
BRIDGE PRONO MANI	57,67	70,87	59,84	51,70	7,37	8,04
sd	32,32	31,24	18,91	25,70	3,17	3,23
BRIDGE PRONO GOMITI	41,59	54,41	52,44	36,89	7,07	7,76
sd	22,97	30,93	18,49	21,22	3,16	3,88
BRIDGE PRONO PIEDI	46,63	58,56	55,14	42,33	9,02	7,80
sd	24,21	25,90	21,09	26,50	4,71	4,53

Tab. 6: valori EMG medi e SD della muscolatura lato destro per gli esercizi svolti su FITBALL; nel bridge supino gamba singola il lato riportato si riferisce a quello della gamba sollevata; i valori sono espressi in % MVC

FITBALL - lato sx						
ESERCIZIO	URA SX	LRA SX	OE SX	OI SX	ERSI SX	MUL SX
CRUNCH	55,22	69,44	42,75	43,67	0,00	0,00
sd	14,65	13,11	24,19	20,77	0,00	0,00
BRIDGE SUPINO	16,85	7,98	13,62	27,15	56,24	63,42
sd	19,66	7,19	5,46	14,64	14,81	16,09
BRIDGE SUPINO GAMBA SX	21,78	15,25	20,20	44,99	66,10	63,78
sd	15,82	13,26	15,37	24,87	21,58	24,49
BRIDGE SUPINO GAMBA DX	20,38	10,91	13,93	41,34	31,28	54,30
sd	23,26	10,57	8,91	20,45	8,46	17,25
BRIDGE LAT DX	7,78	6,51	14,02	46,09	7,30	10,95
sd	3,64	3,59	11,06	32,80	2,55	3,40
BRIDGE LAT SX	33,41	40,38	93,39	53,56	63,90	36,60
sd	18,53	12,54	25,64	26,57	14,43	18,37
BRIDGE PRONO MANI	71,00	74,57	59,38	48,32	6,82	7,07
sd	43,76	24,80	23,30	25,61	3,15	3,69
BRIDGE PRONO GOMITI	49,45	53,94	50,43	41,46	5,82	6,71
sd	33,74	20,74	14,05	28,68	2,35	3,54
BRIDGE PRONO PIEDI	38,78	57,76	48,21	39,63	8,93	6,63
sd	23,64	21,29	13,61	27,34	4,24	3,41

Tab. 7: valori EMG medi e SD della muscolatura lato sinistro per gli esercizi svolti su FITBALL; nel bridge supino gamba singola il lato riportato si riferisce a quello della gamba sollevata ; i valori sono espressi in % MVC

In base al confronto quantitativo tra Bosu-Tappeto e Fitball-Tappeto, considerando il Tappeto come condizione di riferimento e attribuendogli valore "100", i risultati medi emersi sono riportati nelle tabelle 8, 9, 10, 11.

BOSU vs TAPPETO - lato dx						
ESERCIZIO	URA DX	LRA DX	OE DX	OI DX	ERSI DX	MUL DX
CRUNCH	110,45	133,33	185,31	136,92		
BRIDGE SUPINO	146,16	152,70	161,80	154,97	116,63	103,78
BRIDGE SUPINO GAMBA SX	134,19	115,47	152,62	100,06	109,61	93,98
BRIDGE SUPINO GAMBA DX	139,31	174,88	81,99	110,50	120,70	123,47
BRIDGE LAT DX	103,43	114,62	126,38	99,72	99,90	95,41
BRIDGE LAT SX	112,45	132,66	140,35	104,65	216,66	183,88
BRIDGE PRONO MANI	101,45	136,05	155,94	130,32	97,52	103,18
BRIDGE PRONO GOMITI	91,12	82,03	94,99	100,71	93,56	129,33
BRIDGE PRONO PIEDI	116,86	100,51	99,82	117,13	105,67	93,64

Tab. 8: valori EMG medi della muscolatura dl lato destro nel confronto BOSU vs TAPPETO; nel bridge supino gamba singola il lato riportato si riferisce a quello della gamba sollevata; i valori sono espressi come numeri % ed il valore di riferimento considerato attribuito al tappeto è "100"

BOSU vs TAPPETO - lato sx						
ESERCIZIO	URA SX	LRA SX	OE SX	OI SX	ERSI SX	MUL SX
CRUNCH	112,10	130,03	142,96	111,96		
BRIDGE SUPINO	166,61	134,58	145,54	155,38	115,99	106,56
BRIDGE SUPINO GAMBA SX	153,83	95,44	100,45	82,46	105,66	120,46
BRIDGE SUPINO GAMBA DX	147,17	174,13	136,45	187,87	105,19	105,06
BRIDGE LAT DX	107,95	115,26	97,80	134,10	95,79	104,21
BRIDGE LAT SX	119,31	112,55	108,94	105,84	99,06	112,51
BRIDGE PRONO MANI	134,44	128,47	145,15	126,26	200,98	130,68
BRIDGE PRONO GOMITI	106,46	78,30	87,65	106,68	184,47	262,25
BRIDGE PRONO PIEDI	127,25	105,64	105,88	111,02	110,91	138,64

Tab. 9: valori EMG medi della muscolatura del lato sinistro nel confronto BOSU vs TAPPETO; nel bridge supino gamba singola il lato riportato si riferisce a quello della gamba sollevata; i valori sono espressi come numeri % ed il valore di riferimento considerato attribuito al tappeto è "100"

FITBALL vs TAPPETO - lato dx						
ESERCIZIO	URA DX	LRA DX	OE DX	OI DX	ERSI DX	MUL DX
CRUNCH	105,30	124,96	179,57	119,73		
BRIDGE SUPINO	226,56	196,09	221,42	165,55	126,75	112,59
BRIDGE SUPINO GAMBA SX	239,68	237,37	123,65	199,43	109,15	99,52
BRIDGE SUPINO GAMBA DX	286,54	306,96	208,30	131,78	142,60	131,85
BRIDGE LAT DX	158,36	163,23	155,29	130,31	126,63	121,12
BRIDGE LAT SX	153,15	295,24	160,85	118,51	116,26	192,97
BRIDGE PRONO MANI	167,80	184,70	177,98	178,71	114,20	123,60
BRIDGE PRONO GOMITI	122,59	107,07	109,80	125,23	101,23	105,84
BRIDGE PRONO PIEDI	118,01	114,53	114,33	131,61	126,27	103,49

Tab. 10: valori EMG medi della muscolatura del lato destro nel confronto FITBALL vs TAPPETO; nel bridge supino gamba singola il lato riportato si riferisce a quello della gamba sollevata; i valori sono espressi come numeri % ed il valore di riferimento considerato attribuito al tappeto è "100"

FITBALL vs TAPPETO - lato sx						
ESERCIZIO	URA SX	LRA SX	OE SX	OI SX	ERSI SX	MUL SX
CRUNCH	106,16	129,03	158,67	107,49		
BRIDGE SUPINO	210,16	169,59	215,57	219,06	158,61	109,18
BRIDGE SUPINO GAMBA SX	293,98	210,51	150,51	119,59	136,44	127,52
BRIDGE SUPINO GAMBA DX	287,54	273,55	153,88	277,05	97,34	100,96
BRIDGE LAT DX	137,62	148,06	154,33	176,58	113,88	123,80
BRIDGE LAT SX	177,69	153,32	153,57	83,32	100,94	98,03
BRIDGE PRONO MANI	226,58	181,22	164,40	163,01	134,34	141,88
BRIDGE PRONO GOMITI	149,54	109,19	103,81	121,22	115,02	182,86
BRIDGE PRONO PIEDI	127,93	122,89	105,13	133,80	141,31	154,33

Tab. 11: valori EMG medi della muscolatura del lato sinistro nel confronto FITBALL vs TAPPETO; nel bridge supino gamba singola il lato riportato si riferisce a quello della gamba sollevata; i valori sono espressi come numeri % ed il valore di riferimento considerato attribuito al tappeto è "100"

Oltre ad una visione d'insieme delle attivazioni muscolari, si riportano in seguito le differenze all'interno dei singoli esercizi.

CRUNCH – lato dx

La 2 way ANOVA evidenzia una differenza significativa tra i muscoli ($p=0,00$) e tra le superfici ($p=0,04$) ma nessuna interazione muscolo-superficie ($p>0,05$).

Tutti i muscoli presentano attivazioni maggiori su Fitball e Bosu rispetto al Tappeto, sebbene non in maniera significativa (grafico 1); in particolare, OE e OI su Bosu mostrano i valori maggiori se confrontati con la superficie stabile (rispettivamente 42% vs 24% e 56% vs 37%).

Il confronto Post Hoc sottolinea come il Tappeto determini attivazioni significativamente inferiori nella muscolatura del 14% rispetto al Bosu ($p=0,00$) e del 10% rispetto alla Fitball ($p=0,04$).

Il T test evidenzia invece come non vi siano differenze % significative nel confronto Bosu-Tappeto e Fitball-Tappeto ad eccezione del OE in entrambi i confronti ($p=0,02$), pur mostrando le due superfici instabili valori maggiori a 100 per tutti i muscoli.

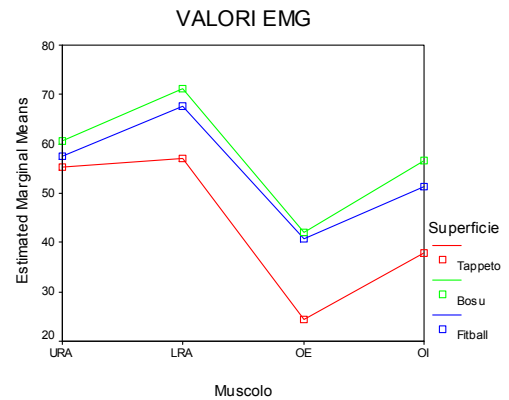
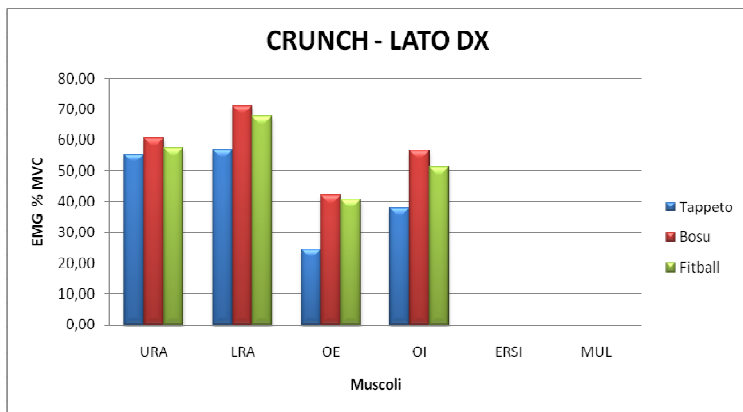


Grafico 1: attivazioni EMG nel crunch lato dx

CRUNCH – lato sx

La 2 way ANOVA evidenzia differenze significative tra i muscoli ($p=0,00$) ma non tra le superfici ($p>0,05$) e nessuna interazione significativa muscolo-superficie ($p>0,05$).

Tutti i muscoli presentano attivazioni maggiori su Fitball e Bosu rispetto al Tappeto, sebbene non in maniera significativa, con valori simili per entrambe le superfici instabili (grafico 2); le differenze maggiori sono ritrovabili a livello di LRA e OE, rispettivamente 69% vs 55% / 42% vs 29% per la Fitball e 68% vs 55% e 39% vs 29% per il Bosu.

Il T Test evidenzia come vi sia una sola differenza significativa nel confronto Fitball-Tappeto a livello di OE ($p=0,05$) e nessuna circa il rapporto Bosu-Tappeto, pur mostrando le due condizioni instabili valori sempre maggiori di quello di riferimento.

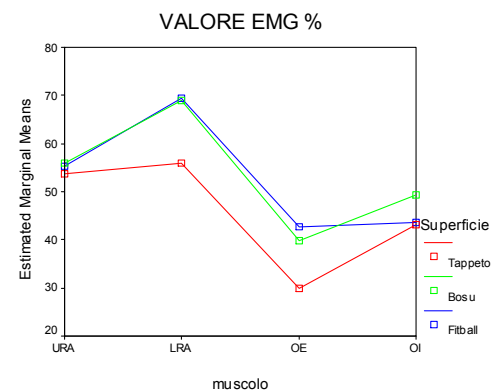
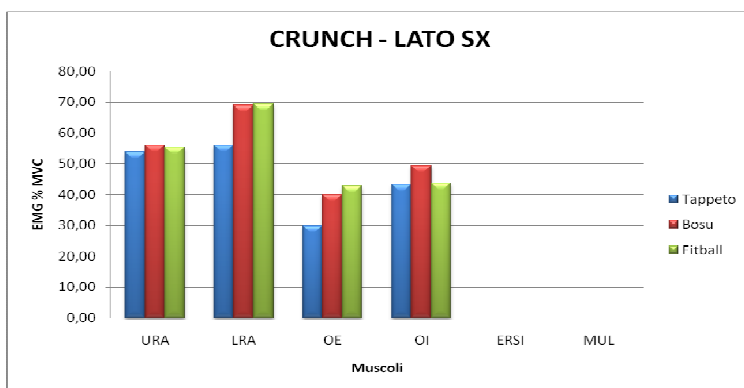


Grafico 2: attivazioni EMG nel crunch lato sx

BRIDGE SUPINO – lato dx

La 2 way ANOVA evidenzia differenze significative tra i muscoli ($p=0,00$) e tra le superfici ($p=0,02$) ma non nell'interazione muscolo-superficie ($p>0,05$).

Tutti i muscoli presentano attivazioni leggermente maggiori nell'esecuzione su Fitball e Bosu (ad eccezione del MUL su Bosu, inferiore all'attivazione ottenuta in condizione stabile), anche se non in maniera significativa (grafico 3); le differenze principali si osservano nel confronto Fitball-Tappeto a livello di MUL (69% vs 59%), ERSI (54% vs 43%) e OI (27% vs 18%).

Circa la superficie, il confronto Post Hoc mostra come sia il Bosu che la Fitball determinino attivazioni globali superiori al Tappeto, ma solo quest'ultima in maniera significativa (7,2%, $p=0,02$).

Il T Test evidenzia differenze % significative nel confronto Bosu-Tappeto per URA, LRA, OE ($p=0,00$) e nel confronto Fitball-Tappeto per tutti i muscoli ($p\leq 0,05$), con valori sempre maggiori rispetto a quello di riferimento.

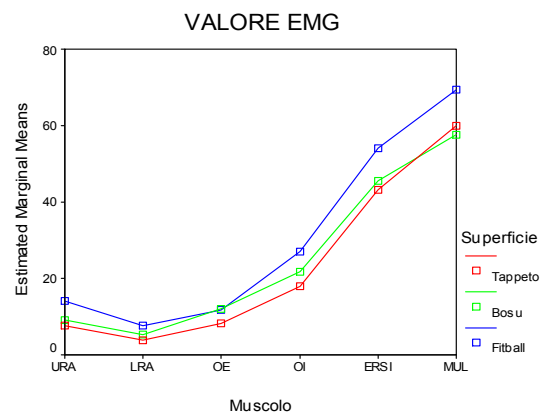
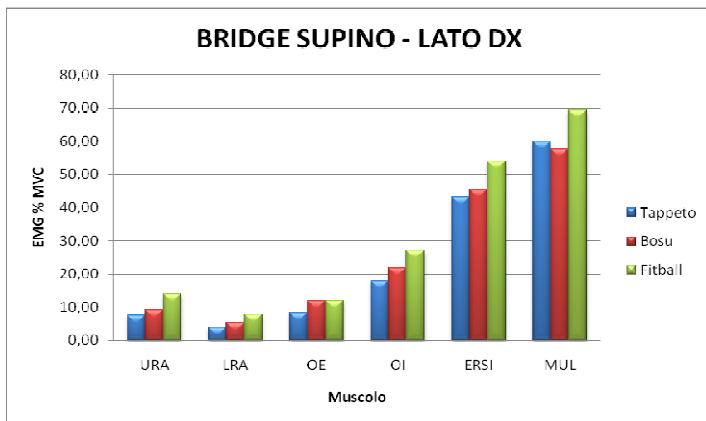


Grafico 3: attivazioni EMG nel bridge supino – lato dx

BRIDGE SUPINO – lato sx

La 2 way ANOVA evidenzia differenze significative tra i muscoli ($p=0,00$) ma non tra le superfici ($p>0,05$) e nessuna interazione significativa muscolo-superficie ($p>0,05$).

Tutti i muscoli presentano attivazioni maggiori nell'esecuzione su Fitball e Bosu rispetto al tappeto ad eccezione del LRA e MUL su Bosu, sebbene in assenza di differenze significative (grafico 4); la differenza maggiore è osservabile paragonando Fitball e Tappeto nel muscolo ERSI (56% vs 45%).

Il T Test evidenzia differenze significative nel confronto Fitball-Tappeto a livello di URA, LRA, OI ($p\leq 0,02$) e nessuna nel confronto Bosu-Tappeto, pur mostrando le condizioni instabili valori sempre superiori rispetto al suolo.

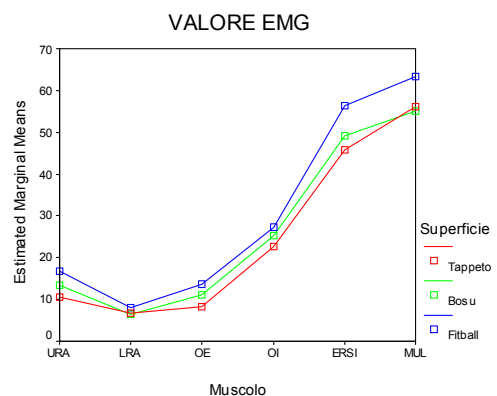
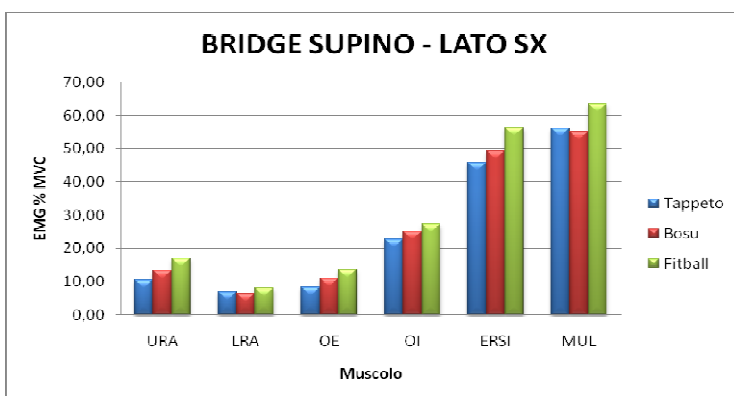


Grafico 4: attivazioni EMG nel bridge supino – lato sx

BRIDGE SUPINO GAMBA SX IN SOSPENSIONE – lato dx

La 2 way ANOVA evidenzia differenze significative tra i muscoli ($p=0,00$) ma non tra le superfici ($p>0,05$) e nessuna interazione significativa muscolo-superficie ($p>0,05$).

La Fitball determina attivazioni sempre maggiori del Tappeto (ad eccezione di ERSI), mentre il Bosu valori simili o leggermente inferiori, con valori pressoché identici per LRA e OE (grafico 5); la differenza principale è osservabile a livello di OI su Fitball rispetto al Bosu (44% vs 26%).

Il T Test non mostra differenze significative nel confronto Fitball-Tappeto e Bosu-Tappeto, pur evidenziandosi nelle 2 superfici instabili attivazioni sempre maggiori rispetto al suolo (ad eccezione del MUL in entrambi i confronti).

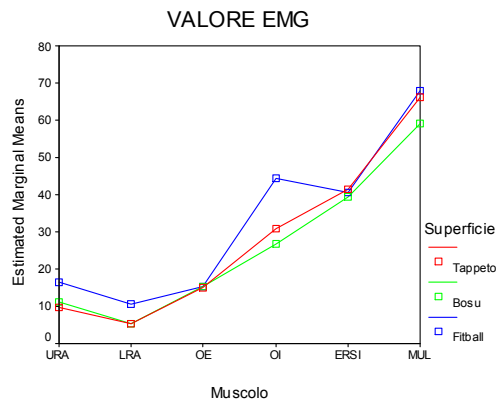
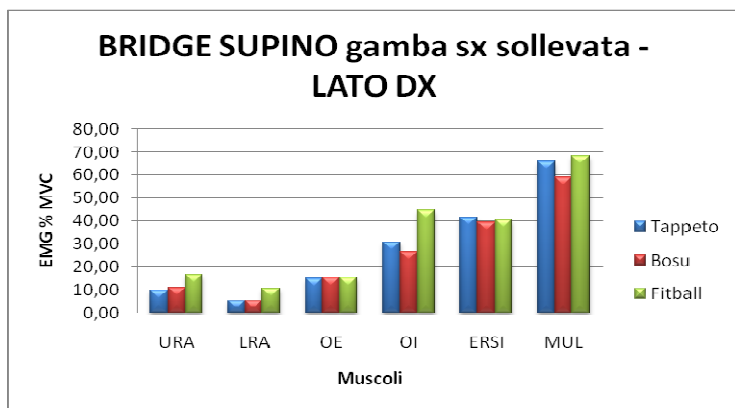


Grafico 5: attivazioni EMG nel bridge supino unilaterale – lato dx

BRIDGE SUPINO GAMBA SX IN SOSPENSIONE – lato sx

La 2 way ANOVA evidenzia differenze significative tra i muscoli ($p=0,00$) e tra le superfici ($p=0,01$) ma non nell'interazione muscolo-superficie ($p>0,05$) (grafico 6).

La Fitball mostra valori sempre maggiori di Tappeto e Bosu mentre Bosu e Tappeto presentano output simili (grafico 6); la differenza principale si osserva a livello di ERSI e OI nel confronto Fitball-Bosu (rispettivamente 44% vs 31% e 66% vs 52%).

Il confronto Post Hoc riguardo alla superficie mostra come la Fitball attivi maggiormente la muscolatura in maniera significativa rispetto al Tappeto (9,6%, $p=0,02$) e al Bosu (9,1%, $p=0,03$).

Il T Test mostra differenze significative nel confronto Bosu-Tappeto a livello di URA e MUL ($p\leq 0,05$) con valori % sempre maggiori di 100 ad eccezione di LRA e OI, mentre nel confronto Fitball-Tappeto la significatività emerge a livello di URA, LRA e OE ($p\leq 0,03$) con valori superiori a quello di riferimento per tutti i muscoli.

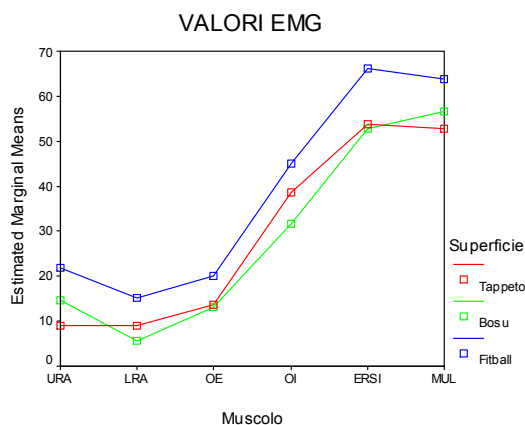
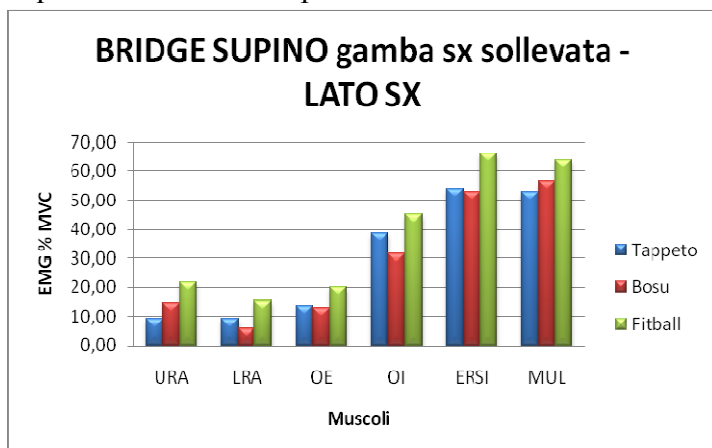


Grafico 6: attivazioni EMG nel bridge supino unilaterale – lato dx

BRIDGE SUPINO GAMBA DX IN SOSPENSIONE – lato dx

La 2 way ANOVA evidenzia differenze significative tra i muscoli ($p=0,00$) e tra le superfici ($p=0,00$) ma non nell'interazione muscolo-superficie ($p>0,05$).

La Fitball presenta valori sempre superiori a Tappeto e Bosu mentre quest'ultimo determina output simili alla superficie stabile (grafico 7); le principali differenze si osservano nel confronto tra Fitball e Tappeto a livello di URA e ERSI, rispettivamente 22% vs 7% e 65% vs 48%.

Il confronto Post Hoc riguardo alla superficie mostra come la Fitball attivi maggiormente la muscolatura in maniera significativa rispetto al Tappeto (11%, $p=0,00$) e al Bosu (10%, $p=0,00$).

Il T test mostra come nel confronto Bosu-Tappeto vi siano differenze significative a livello di OE ($p=0,02$) e ERSI ($p=0,00$) con valori % maggiori di 100 per tutti i muscoli ad eccezione di OE, mentre il confronto Fitball-Tappeto si manifesta significativamente a livello di URA, LRA ed ERSI ($p=0,00$) con valori % superiori a quello di riferimento per ciascun muscolo.

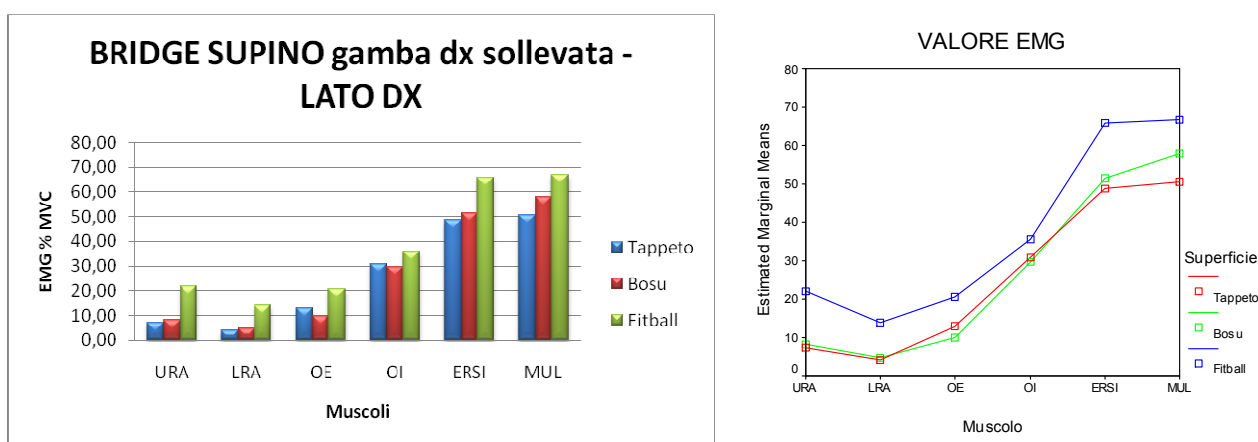


Grafico 7: attivazioni EMG nel bridge supino unilaterale – lato dx

BRIDGE SUPINO GAMBA DX IN SOSPENSIONE – lato sx

La 2 way ANOVA evidenzia differenze significative tra i muscoli ($p=0,00$) ma non tra le superfici ($p>0,05$) e nessuna interazione significativa muscolo-superficie ($p>0,05$).

URA, LRA, OE e OI presentano attivazioni maggiori del Tappeto sia nella Fitball che nel Bosu con i valori maggiori nella palla, seppur non significativamente; ERSI e MUL mostrano al contrario valori superiori nella condizione stabile, senza però differenze significative (Grafico 8).

I T test mostra differenze significative nel confronto Fitball-Tappeto a livello di URA, LRA ($p=0,00$) OE e OI ($p\leq 0,05$), mentre alcuna differenza significativa emerge dal paragone Bosu-Tappeto; tutti i muscoli, ad eccezione di ERSI in quest'ultima relazione, presentano valori maggiori di 100.

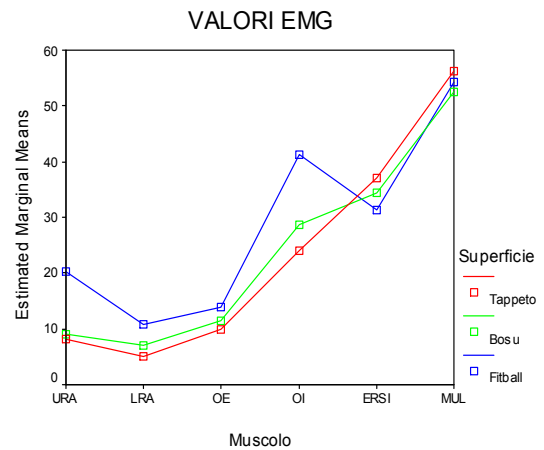
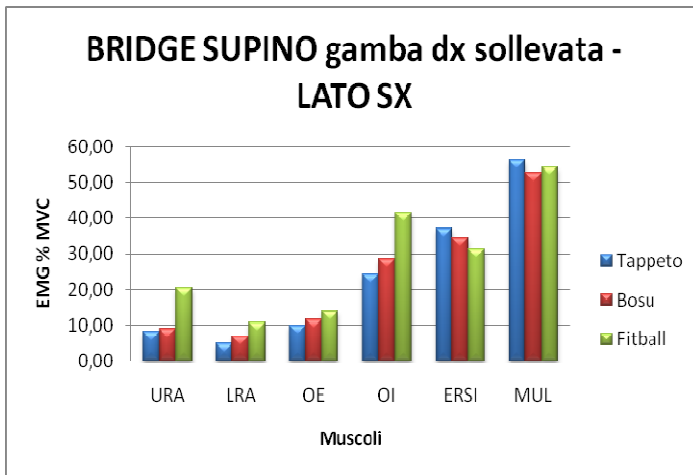


Grafico 8: attivazioni EMG nel bridge supino unilaterale – lato sx

BRIDGE LATERALE DX – lato dx

La 2 way ANOVA evidenzia differenze significative tra i muscoli ($p=0,00$) e tra le superfici ($p=0,00$) ma nessuna interazione significativa muscolo-superficie ($p>0,05$).

La Fitball presenta attivazioni sempre maggiori di Tappeto e Bosu, mentre quest'ultimo è superiore alla condizione stabile solo a livello di URA, LRA, OE, OI (grafico 9).

Il confronto Post Hoc esprime come la Fitball causi una risposta muscolare globale significativamente maggiore del 13% del Tappeto ($p=0,00$) e de 11% del Bosu ($p=0,02$).

Il T test mostra come ci sia una differenza significativa nel confronto Fitball-Tappeto a livello di OE e ERSI, mostrando tutti i muscoli valori superiori di riferimento; al contrario, nessun incremento significativo è osservabile nel paragone Bosu-Tappeto, con URA, LRA e OE superiori a 100 e OI, ERSI e MUL leggermente inferiori.

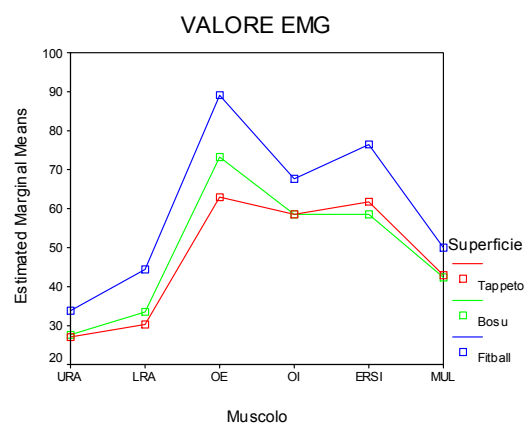
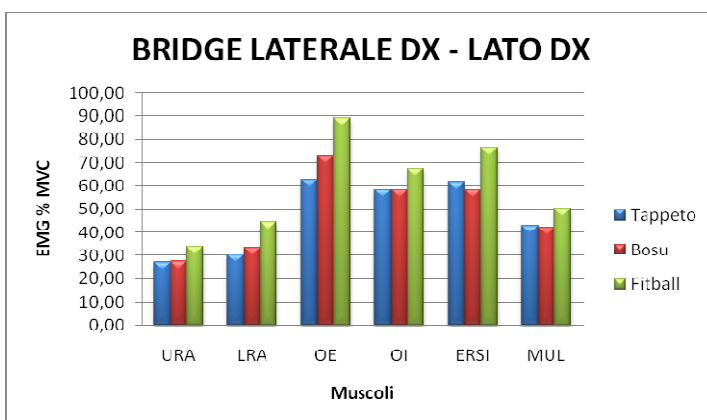


Grafico 9: attivazioni EMG nel bridge laterale dx – lato dx

BRIDGE LATERALE DX – lato sx

La 2 way ANOVA evidenzia differenze significative tra i muscoli ($p=0,00$) ma non tra le superfici ($p>0,05$) e nessuna interazione significativa muscolo-superficie ($p>0,05$).

La Fitball determina attivazioni EMG maggiori del Tappeto (ad eccezione di ERSI) e del Bosu (ad eccezione di LRA con un valore analogo), mentre il Bosu presenta valori simili al Tappeto ad

eccezione di OI (leggermente superiore) e ERSI (leggermente inferiore), visibili nel grafico 10; la differenza principale si osserva a livello di OI, presentando Fitball, Bosu e Tappeto attivazioni rispettivamente del 46%, 36% e 29%.

Il T test mostra differenze significative nel confronto Fitball-Tappeto a livello di URA e OI ($p \leq 0,04$) con valori maggiori di quello di riferimento per tutti i muscoli, mentre nessuna differenza significativa emerge nella relazione Bosu-Tappeto, con valori prossimi a 100 (OE e ERSI inferiori del 3% e 5%) ad esclusione di OI ($>34\%$, $p > 0,05$).

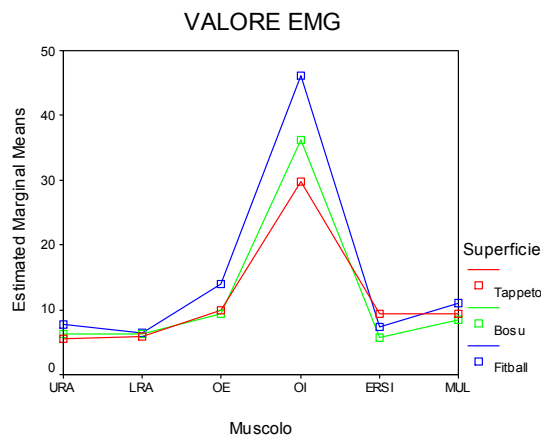
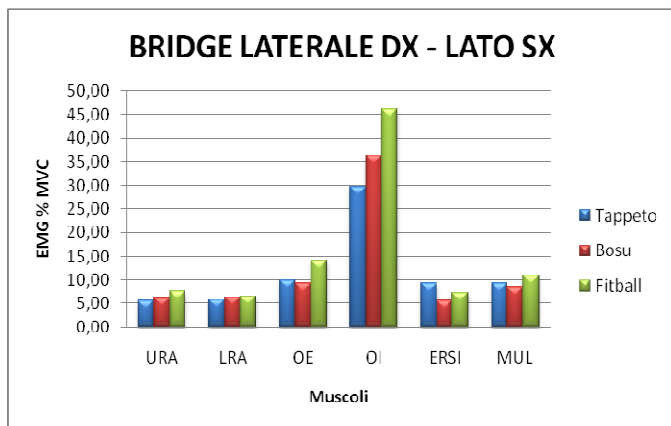


Grafico 10: attivazioni EMG nel bridge laterale dx – lato sx

BRIDGE LATERALE SX – lato dx

La 2 way ANOVA evidenzia differenze significative tra i muscoli ($p=0,00$) ma non tra le superfici ($p > 0,05$) e nessuna interazione significativa muscolo-superficie ($p > 0,05$).

La Fitball determina attivazioni maggiori del Tappeto ad eccezione dell'OI (identiche), mentre il Bosu è inferiore alla condizione stabile solo a livello di OI e MUL, con valori per gli altri muscoli molto simili e nessuna differenza significativa (grafico 11).

Il T Test mostra una differenza significativa solo nel confronto Fitball-Tappeto per il muscolo ERSI ($p < 0,03$), con valori maggiori di quello di riferimento per ciascun muscolo in entrambe le relazioni (in particolare nel confronto Bosu-Tappeto ERSI e MUL si attivano rispettivamente 2.1 e 0.8 volte superiormente, seppure non in maniera significativa).

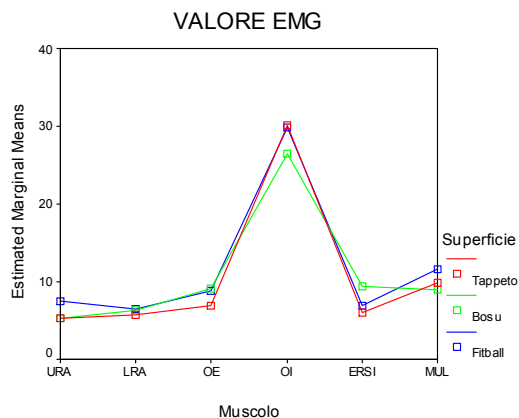
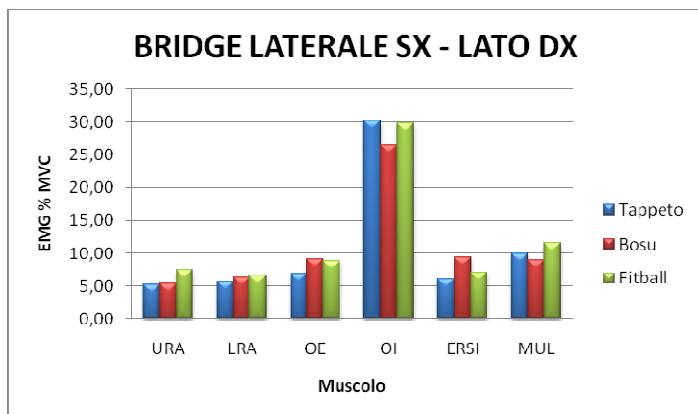


Grafico 11: attivazioni EMG nel bridge laterale sx – lato dx

BRIDGE LATERALE SX – lato sx

La 2 way ANOVA evidenzia differenze significative tra i muscoli ($p=0,00$) ma non tra le superfici ($p>0,05$) e nessuna interazione significativa muscolo-superficie ($p>0,05$).

Tra i valori risultanti emerge l'attivazione di OE su Fitball rispetto al Tappeto, (93% vs 65%) anche se non significativa, mentre nelle altre condizioni le attivazioni presentano valori analoghi, soprattutto per Bosu e Tappeto.

Il T test mostra differenze significative nel confronto Fitball-Tappeto a livello di URA, LRA e OE ($p\leq 0,03$) con valori maggiori a quello di riferimento per tutti i muscoli ad eccezione di OI e MUL (rispettivamente 83,3% e 98%); nel confronto Bosu-Tappeto non vi sono differenze significative, evidenziando valori superiori a quello di riferimento per tutti i muscoli ad eccezione di ERSI (99%) in un intervallo del 20%.

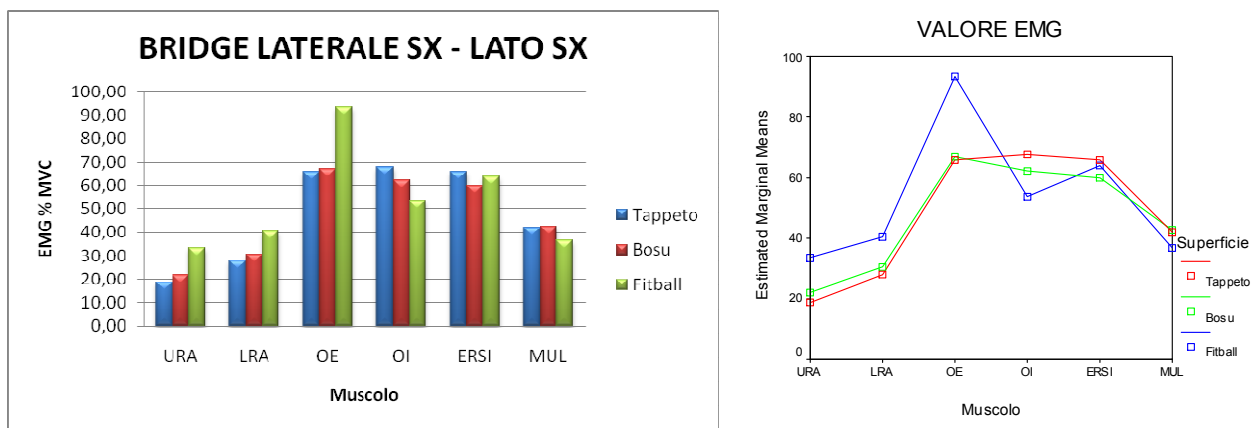


Grafico 12: attivazioni EMG nel bridge laterale sx – lato sx

BRIDGE PRONO MANI IN APPOGGIO – lato dx

La 2 way ANOVA evidenzia differenze significative tra i muscoli ($p=0,00$) e tra le superfici ($p=0,00$) ma nessuna interazione significativa muscolo-superficie ($p>0,05$).

Il confronto Post Hoc mostra come la Fitball determini un aumento della attività muscolare significativamente maggiore di Tappeto e Bosu, rispettivamente del 13% e 10% ($p\leq 0,02$).

Dal grafico 13 si osserva come la Fitball presenti attivazioni maggiori del Tappeto (ad eccezione del MUL) con differenze maggiori a livello di URA e LRA (rispettivamente 57% vs 39% e 70% vs 43%), mentre valori simili sono ritrovabili paragonando i valori di Bosu e Tappeto.

Il T test mostra differenze significative nel confronto Fitball-Tappeto a livello di OE e OI (rispettivamente 1.77 e 1.78 volte superiori, $p\leq 0,01$) mentre nessuna nel confronto Bosu-Fitball, pur mostrando la superficie instabile valori sempre maggiori di quella stabile ad eccezione di ERSI (97%).

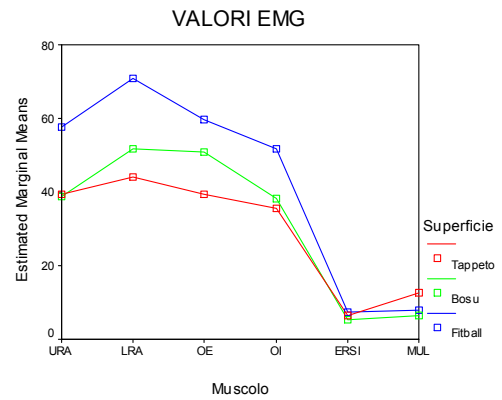
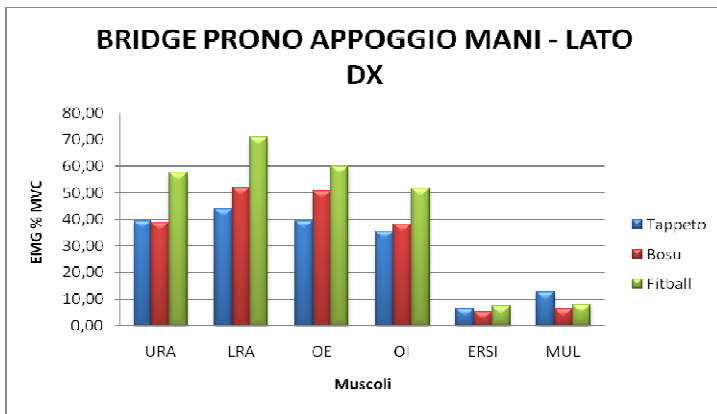


Grafico 13: attivazioni EMG nel bridge prono mani in appoggio – lato dx

BRIDGE PRONO MANI IN APPOGGIO – lato sx

La 2 way ANOVA evidenzia differenze significative tra i muscoli e tra le superfici ($p=0,00$) ma nessuna interazione significativa muscolo-superficie ($p>0,05$).

Il confronto Post Hoc mostra come la Fitball determini una attività muscolare superiore a Tappeto e Bosu rispettivamente del 16% ($p=0,00$) e 10% ($p=0,03$).

Dal grafico 14 si osserva globalmente come la Fitball esprima valori EMG superiori al Tappeto e Bosu, in particolare a livello di URA e LRA, (70% vs 36% e 74% vs 47%, anche se non significativi).

Il T Test sottolinea differenze significativamente maggiori a favore dell'instabilità nel confronto Fitball-Tappeto per tutti i muscoli ($p\leq 0,05$) ad eccezione del MUL, con valori quantitativamente superiori fino 2.2 e 1.8 volte nel caso di URA e LRA; pur con attivazioni medie sempre più elevate di quella di riferimento a terra, il confronto Bosu-Tappeto evidenzia una differenza significativa solo a livello di OE ($p=0,01$).

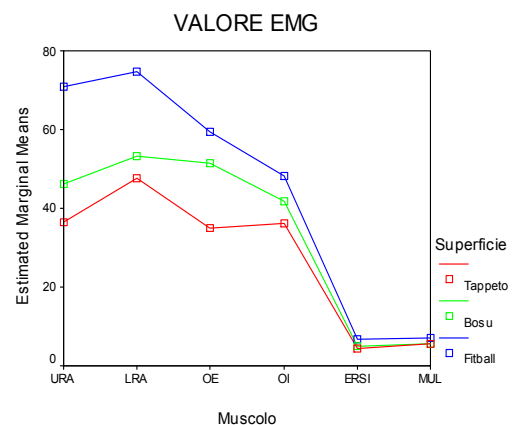
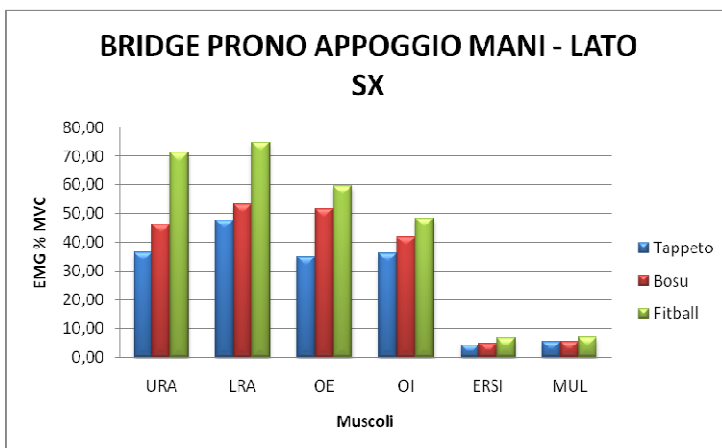


Grafico 14: attivazioni EMG nel bridge prono mani in appoggio – lato sx

BRIDGE PRONO GOMITI IN APPOGGIO – lato dx

La 2 way ANOVA evidenzia differenze significative tra i muscoli ($p=0,00$) ma non tra le superfici ($p=>0,05$) e nessuna interazione significativa muscolo-superficie ($p>0,05$).

La Fitball determina attivazioni leggermente superiori (URA, LRA, OE) o simili al Tappeto (OI, ERSI, MUL) mentre il Bosu presenta valori analoghe alle altre due condizioni, ad eccezione di URA LRA inferiori ad entrambe, soprattutto alla Fitball (31% vs 41% e 39% vs 54%) (grafico 15). Il T test non mostra differenze significative nel confronto Fitball-Tappeto, pur essendo i valori % superiori a quello di riferimento in un margine massimo del 22% (URA), e nemmeno in quello Bosu-Tappeto, con URA, LRA, OE e ERSI inferiori (minimo -18%= ERSI) e OI e MUL maggiori (massimo +29%=MUL) della condizione di stabilità.

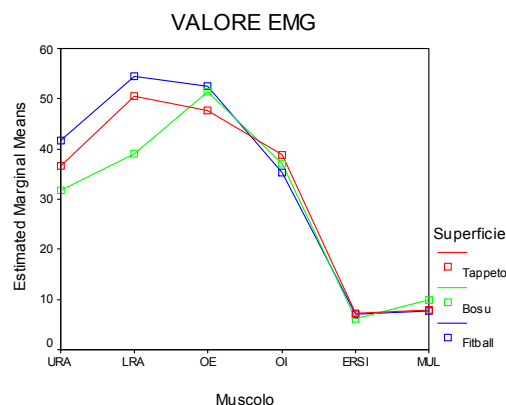
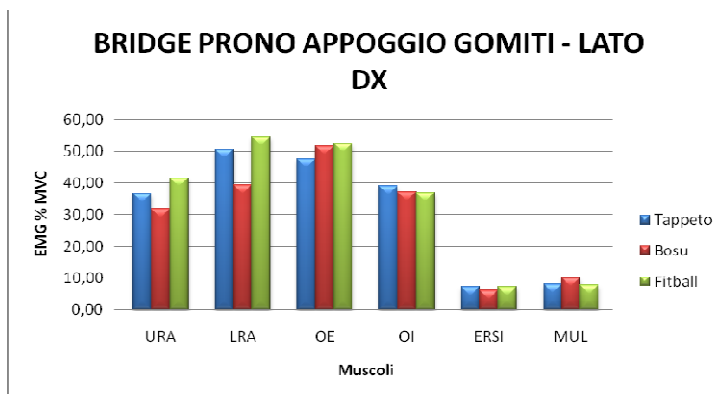


Grafico 15: attivazioni EMG nel bridge prono gomiti in appoggio – lato dx

BRIDGE PRONO GOMITI IN APPOGGIO – lato sx

La 2 way ANOVA evidenzia differenze significative tra i muscoli ($p=0,00$) ma non tra le superfici ($p>0,05$) e nessuna interazione significativa muscolo-superficie ($p>0,05$).

Dal grafico 16 si osserva come il Bosu determini attivazioni simili o inferiori (soprattutto nel LRA, 38% vs 53%) al Tappeto, mentre la Fitball permetta di raggiungere valori superiori al Tappeto solo a livello di URA (49% vs 31%), restando simile alla stabilità per i restanti.

Il T test mostra differenze significative nel confronto Fitball-Tappeto solo a livello di URA, pur essendo tutti i valori superiori a quello di riferimento, mentre non vi è significatività nel confronto Bosu-Tappeto, con valori maggiori di 100 ad eccezione di LRA e OE (rispettivamente, 78% e 87%).

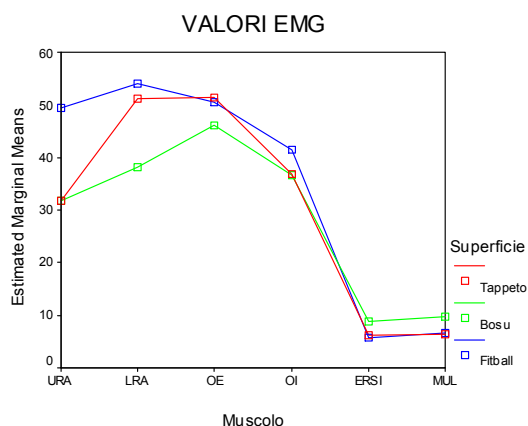
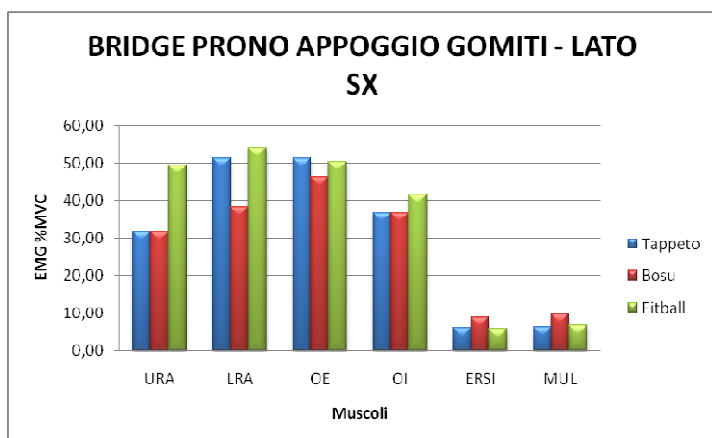


Grafico 16: attivazioni EMG nel bridge prono gomiti in appoggio – lato sx

BRIDGE PRONO PIEDI IN APPOGGIO – lato dx

La 2 way ANOVA evidenzia differenze significative tra i muscoli ($p=0,00$) ma non tra le superfici ($p>0,05$) e nessuna interazione significativa muscolo-superficie ($p>0,05$).

Dal grafico si osserva come i valori tra le 3 condizioni siano simili, con la Fitball che presenta attivazioni leggermente maggiori di Tappeto e Bosu, ad eccezione del MUL; il Bosu invece determina output molto simili al Tappeto (grafico 17).

Il T test non mostra differenze significative nel confronto Fitball-Tappeto e Bosu-Tappeto ($p>0,05$) per nessuno dei muscoli considerati, pur evidenziando valori sempre superiori a quello di riferimento ad eccezione di OE e MUL nell'ultima condizione (rispettivamente, 93% e 99%).

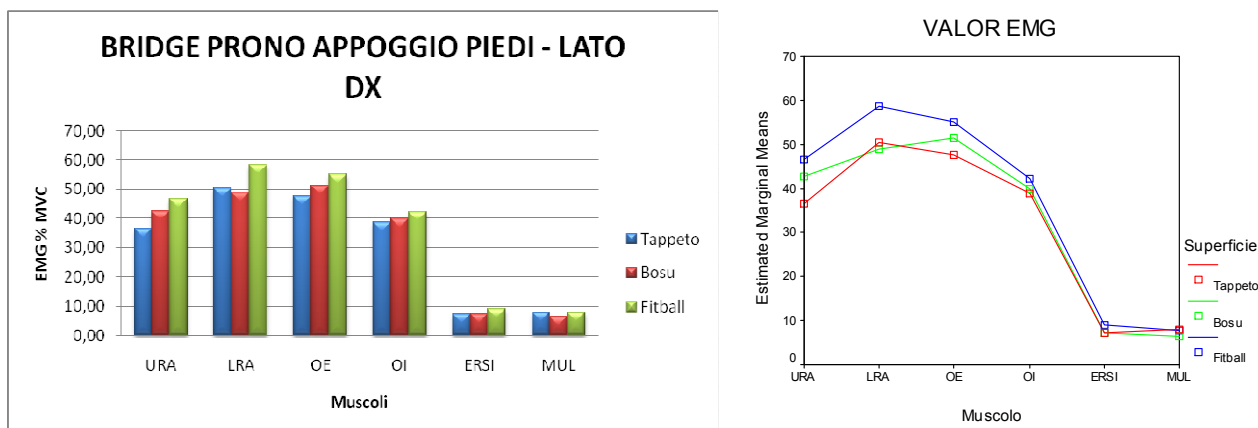


Grafico 17: attivazioni EMG nel bridge prono piedi in appoggio – lato dx

BRIDGE PRONO PIEDI IN APPOGGIO – lato sx

La 2 way ANOVA evidenzia differenze significative tra i muscoli ($p=0,00$) ma non tra le superfici ($p>0,05$) e nessuna interazione significativa muscolo-superficie ($p>0,05$).

Tutte le condizioni presentano valori simili, con Fitball e Bosu leggermente superiori al Tappeto nel URA (entrambi 38% vs 31%) e Fitball leggermente superiore al Tappeto e Bosu nel LRA (rispettivamente 57% vs 51% e 52%), senza però mostrare incrementi significativi ($p>0,05$).

Il T test mostra differenze significative a livello di URA nel confronto Fitball-Tappeto ($p=0,00$) e a livello di ERSI per entrambe le relazioni (Bosu-Tappeto e Fitball-Tappeto – $p=0,05$), con valori % sempre superiori a quello di riferimento.

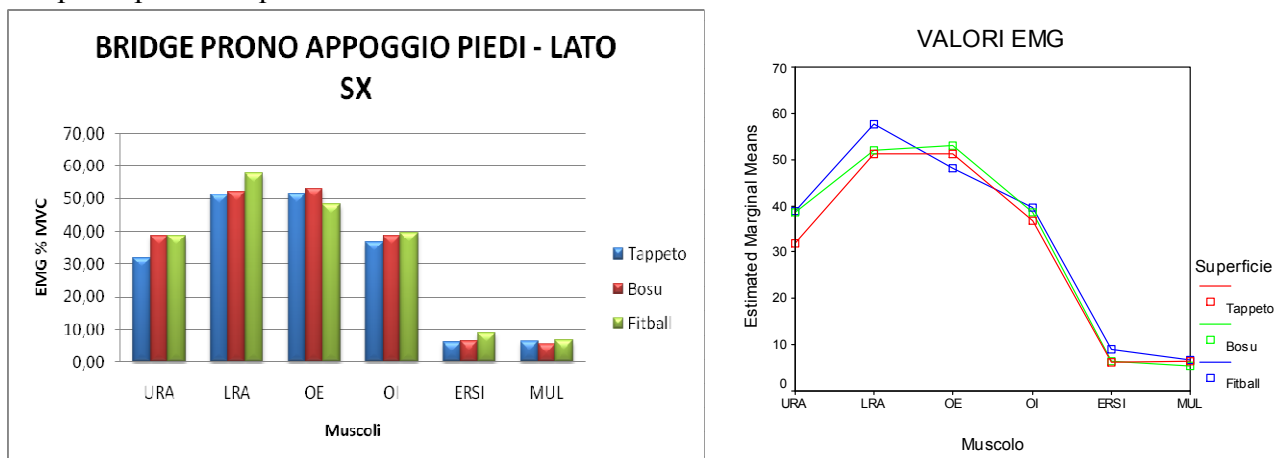


Grafico 18: attivazioni EMG nel bridge prono piedi in appoggio – lato sx

DISCUSSIONE

L'obiettivo primario di questa analisi è stata la valutazione dell'efficacia di Fitball e Bosu sull'attivazione della muscolatura del "core" durante i medesimi esercizi svolti a terra e sulle due superfici instabili. In particolare, il campione testato è stato composto da istruttori di Pilates e da soggetti aventi un alto livello di controllo neuromuscolare ed una buona conoscenza degli strumenti, al fine di verificarne il reale effetto su di loro. Tale scelta è avvenuta in base ad una non uniformità delle persone coinvolte in ricerche di settore, solitamente basate su giovani volontari con una esperienza variabile su questi strumenti, ed alla assenza di studi specifici sul Bosu ed il "core training".

Nelle recenti review sul tema dell'instabilità (8) ed in alcuni articoli sugli effetti di quest'ultima, è emerso come essa non rappresenti uno stimolo allenante ottimale per certe categorie di atleti classificabili come "Top level" (64, 66, 74) e come le risposte muscolari nei vari soggetti cambino moltissimo (76, 78).

Il primo dato che emerge dai risultati è la assenza di significatività nella interazione muscolo-superficie per ciascun esercizio ed in ciascun lato del corpo.

Globalmente, la Fitball ed il Bosu determinano attivazioni superiori rispetto al Tappeto con % MVC variabili (grafici da 1 a 18), pur senza evidenziare gli incrementi significativi attesi: la 2 way ANOVA ha infatti mostrato come la variabile "superficie" causi globalmente incrementi % nella muscolatura dal 5% al 16%, con significatività per entrambe le condizioni instabili rispetto al Tappeto solo nel crunch - lato dx e per la Fitball rispetto a Tappeto e Bosu nel bridge supino - lato dx, bridge supino gamba sinistra sospesa - lato sx, bridge supino gamba destra sospesa - lato dx, bridge laterale dx - lato dx e bridge prono appoggio mani bilateralmente; nessuna significatività emerge però tra i muscoli e i 3 strumenti indagati.

Il confronto % Bosu-Tappeto e Fitball-Tappeto esprime inoltre valori medi superiori o uguali rispetto alla stabilità (considerata come riferimento "100", tabelle da 8 a 11) per entrambe, pur emergendo la significatività in maniera variabile; in particolare, tali aumenti di attivazione risultano essere superiori nel paragone Fitball-Tappeto rispetto a quello Bosu-Tappeto, con un numero di incrementi significativi complessivo maggiore.

Tra i due strumenti, la differenza a favore della Fitball è probabilmente legata alla maggior instabilità prodotta sia quando essa venga usata come base di appoggio "globale" (come nel crunch) sia come appoggio distale per gli arti superiori (bridge prono su mani e gomiti, bridge laterale) o inferiori (bridge prono su piedi, bridge supino bilaterale e monolaterale). Le maggiori dimensioni di questa rispetto al Bosu ed il suo effetto destabilizzante legato al formarsi di momenti angolari più ampi e con un margine di oscillazione superiore potrebbe infatti contribuire al generare attivazioni maggiori (86, 67): nel bridge prono mani, bridge supino bilaterale e monolaterale e nel bridge laterale l'appoggio delle mani, dei piedi e del gomito sullo strumento causa continui adattamenti legati ai possibili movimenti della palla. Al contrario, seppur utilizzando una superficie instabile come la cupola del Bosu, quest'ultimo non sembra essere in grado di perturbare maggiormente la stabilità per la sua superiore vicinanza al terreno e il ridotto margine di oscillazione, essendo la sua base di appoggio rigida e quindi stabile (al contrario della Fitball); anche quando il Bosu è utilizzato con la cupola verso il basso, consentendo dunque basculamenti triplanari più vicini a quelli dell'altra superficie instabile, come nel caso del bridge prono con mani/gomiti in appoggio, i valori

risultanti non permettono di ricavare considerazioni positive. In virtù di tale ipotesi, dal confronto % con il Tappeto emerge infatti come il bridge prono gomiti in appoggio sia l'esercizio che causa le minori attivazioni a livello di URA, LRA, OE e ERSI nel lato dx (rispettivamente 91%, 82%, 94%, 93% della condizione di riferimento) e a livello di LRA e OE nel lato sx (rispettivamente 78% e 83% della condizione di riferimento); tali valori sono confermati dall'analisi % MVC (grafici 15-16), in cui URA, LRA, OE e OI presentano attivazioni inferiori o uguali al Tappeto in entrambi i lati.

Circa questo esercizio, i valori da noi riportati sono in linea con quelli di Lehmann (77) per la condizione su Fitball ma non per quella su Tappeto, rispetto a cui sono maggiori.

Tale argomentazione è in linea con quella di Wahl (66), secondo cui il Bosu e il Dyna Disc (un Bosu in formato ridotto per l'appoggio monopodalico), seppur da lui utilizzati per esercizi rivolti agli arti inferiori, non costituiscono uno stimolo importante rispetto alla Fitball in atleti "top level" per la ridotta instabilità creata.

Osservando i singoli esercizi, solo il crunch rappresenta quello in cui il Bosu consente attivazioni leggermente superiori o uguali rispetto alla Fitball per la muscolatura flessoria del tronco (grafici 1 e 2). Dalla sua esecuzione le attivazioni in % MVC riportate sul Bosu sono del 55-60% per URA, 68-71% per LRA, 39-42% per OE e 49-56% per OI, mentre quelle riferite alla Fitball sono del 55-57% per URA, 67-69% per LRA, 40-42% per OE e 43-51% per OI; da sottolineare come però anche nell'esecuzione a terra i valori non siano particolarmente differenti risultando in 53-55% per URA, 55-56% per LRA, 24-29% per OE e 37-43% per OI. Riguardo alla Fitball, le attivazioni riportate sono in linea (URA) o superiori (LRA, OE, OI) di quelle di Vera-Garcia (80), inferiori (URA) ed in linea (LRA) con quelle di Duncan (84), superiori per URA, LRA e OE a quelle di Mori (82), inferiori (URA) e in linea (LRA) con quelle di Clark (87). Nell'esecuzione del crunch sul tappeto, i valori qui riportati sono invece superiori di quelli di Vera-Garcia (80) per tutti i muscoli ma in linea con Clark (URA e LRA) (87), Duncan (URA e LRA) (84), Escamilla (URA, LRA, OE, OI) (94) e Konrad (URA, OE) (92).

A livello di rapporto % Fitball-Tappeto, Sternlicht (93) riporta una maggiore attività nell'esecuzione su palla del 31% (URA), 38% (LRA), 24% (OE), considerando "100" il valore di riferimento. Tramite la medesima indagine, dalla nostra ricerca emergono invece risultati superiori del 5-6% (URA), 24-29% (LRA), 58-79% (OE), 7-19% (OI) riportando il lato destro e sinistro, mentre la relazione Bosu-Tappeto esprime attività maggiori del 10-12% (URA), 30-33% (LRA), 42-85% (OE), 11-36% (OI).

Le differenze nei valori ottenuti rispetto ai dati presenti in letteratura, altamente variabili come già specificato in precedenza, sono probabilmente legate alle modalità di indagine utilizzate, in particolare al posizionamento degli elettrodi (per alcuni autori OE e OI hanno punti di reperi simili) e al livello di flessione del tronco richiesto; Sternlicht (93), pur descrivendo la tecnica del crunch utilizzata, non riporta la descrizione EMG circa il posizionamento, rappresentando dunque ciò una possibile giustificazione alla discordanza.

I maggiori valori riportati nel crunch su Bosu sono probabilmente collegabili alle caratteristiche antropometriche dei soggetti: vista la maggiore vicinanza a terra e la ridotta adattabilità dello strumento alle caratteristiche della persona se paragonata con la Fitball, soggetti più alti hanno utilizzato posizioni di partenza più posteriorizzate in grado di destabilizzare maggiormente in corpo e indurre output maggiori.

Riguardo al bridge prono mani in appoggio su Fitball, i valori % MVC riportati sono superiori a quelli di Marshall (86) ed inferiori a quelli di Mori (82) per la muscolatura flessoria mentre c'è concordanza per quella estensoria, conclusione analoga anche nel caso del bridge prono piedi in appoggio.

Circa il bridge supino su Fitball, i valori % MVC riportati sono superiori a quelli di Stevens (89) e Mori (82) ma in linea con Arokoski (50) a livello della muscolatura estensoria, mentre quella flessoria discorda solo per OI; probabilmente la differenza è legata alla non uniforme tecnica esecutiva, basata nel loro caso su un appoggio di tutta la gamba e non solo dei piedi, fattore questo in grado di ridurre l'instabilità. A parità di tecnica, i valori da noi riportati sono però superiori rispetto a Lehmann (77) sia nell'esecuzione con palla che a terra, condizione quest'ultima discorde anche con Konrad (92) e Stevens (89).

Anche nel caso del bridge laterale i valori evidenziati sono superiori (OE, OI) o concordi (URA) con Youdas (101) e in linea con Konrad (92) per l'esecuzione a terra, mentre non vi sono esperienze precedenti in condizione instabile (ad eccezione di Behm, il quale però ha svolto l'esercizio con i piedi su Fitball e un spalla a terra per facilitarne l'esecuzione). In tale esercizio emerge la superiore attivazione di OI controlaterale (grafici 10 e 11) e OE omolaterale (grafici 9 e 12) rispetto agli altri muscoli, giustificata dalla maggiore necessità di controllare il tratto lombo-pelvico durante la forte oscillazione indotta dalla palla, al contrario della pratica su Tappeto e Bosu (simili tra di loro).

Oltre a ragioni metodologiche e tecniche, è probabile che la ridotta differenza quantitativa tra le condizioni sia legata alla elevata capacità di stabilizzazione della muscolatura del "core" posseduta dal campione indagato, in grado di incrementare le attivazioni nell'esecuzione a terra rendendole simili a quelle in instabilità.

E' infatti possibile che i soggetti, ai quali è stato richiesto solamente di focalizzarsi sulla tecnica esecutiva, abbiano automaticamente stabilizzato la zona lombo-pelvica con manovre di "pelvic tilt" o "abdominal hollow" (tipica del metodo Pilates), in grado entrambe di causare una co-contrazione globale della muscolatura addominale incrementando l'output EMG. Se il "pelvic tilt" determina maggiori attivazioni RA e OE, l'"abdominal hollow" consente di reclutare in maniera ottimale RA, OE e OI formando una sorta di "torchio" in grado di migliorare la stabilità della colonna senza influire sulle curve del rachide (81).

Tali manovre, effettuate probabilmente dai soggetti durante ogni esercizio in maniera inconscia, potrebbero essere alla base delle ridotte differenze di attivazione e dei maggiori valori EMG.

Le differenze riportate tra il lato destro e quello sinistro del corpo sono giustificabili con asimmetrie di forze e tensione sviluppate durante gli esercizi; i muscoli della regione del "core", possono infatti strutturare pattern di attivazioni non uguali nei due emilati (106, 107).

Altro fattore da considerare, come accennato in precedenza, è l'alta variabilità inter-soggettiva per i vari esercizi, in linea con le considerazioni di Lehmann (76, 78). Nonostante i valori medi ottenuti siano quelli riportati in tabella, emergono dati a volte molto differenti giustificabili probabilmente con l'intensità delle manovre di stabilizzazione ("abdominal brace" e "pelvic tilt") effettuate a priori.

Un ulteriore ambito di ricerca potrebbe dunque essere rappresentato dall'effetto di tali manovre sul reclutamento muscolare in esercizi su superfici instabili; ad oggi tale analisi è stata infatti svolta solamente in condizioni di stabilità durante l'esecuzione del curl up e curl up con torsione (108).

In conclusione, emerge dunque come il Bosu sia uno strumento instabile in grado di perturbare il sistema di controllo posturale, anche se in maniera inferiore rispetto alla Fitball ad eccezione del crunch.

Dai risultati della ricerca, emerge come soggetti “top level” non possano ottenere stimoli ottimali a livello del “core” durante esercizi specifici per la muscolatura del tronco, attivandola in modalità differente sulla base del livello di instabilità creato e determinando ridotte variazioni superficie-dipendenti; conseguentemente, se da un lato con tali atleti occorre prediligere altre forme di “core training” (come quelle basate su esercizi globali con sovraccarico), dall’altro soggetti con capacità di controllo neuromuscolare inferiore potrebbero utilizzare tale strumento come passaggio intermedio tra il Tappeto e la Fitball per certe tipologie di esercizi.

CAPITOLO 4

CORE TRAINING E PERFORMANCE: EFFETTI INDOTTI DA 8 SETTIMANE DI ALLENAMENTO SU “CORE ENURANCE”, EQUILIBRIO E COORDINAZIONE NEUROMUSCOLARE

INTRODUZIONE

La complessa relazione tra “core training” e performance è stata descritta nel capitolo 1.

Nonostante a livello scientifico oggi non vi siano studi in grado di confermare la sua utilità in relazione a modelli prestativi specifici per una disciplina, la pratica di esercizi su superfici instabili o secondo i principi elencati in precedenza è uso comune.

Si suppone, infatti, come una muscolatura del tronco forte sia in grado di garantire una efficace stabilità lombo-pelvica, incrementando dunque la capacità degli arti di sviluppare potenza e migliorando il controllo neuromotorio. Da qui, la pratica e diffusione di moltissimi protocolli di allenamento finalizzati ad un condizionamento specifico del “core”, indirizzati a seconda degli obiettivi verso “core strenght”, “core endurance” o “core stability”.

Tuttavia, varie ricerche hanno negato un effetto positivo di differenti tipologie di lavoro in tale direttrice (30, 33, 34, 35, 13), confermando la loro utilità soprattutto per finalità preventive e rieducative.

Analizzando i programmi di lavoro svolti dagli atleti nei vari studi, di durata dalle 4 alle 8 settimane, emerge però come al loro interno la modulazione del carico si basi esclusivamente su progressioni del volume di lavoro; in particolare, ogni autore ha definito una sequenza di esercizi mantenuta invariata durante il training, focalizzandosi solamente sull'aumento di serie e ripetizioni. Stanton (30) ha definito un programma di allenamento di 6 settimane svolto con frequenza bisettimanale e orientato su 6 esercizi di “core training” con Fitball; la progressione del lavoro si è evoluta partendo con 2x8 di ciascun esercizio le settimane 1-2, passando a 2x10 le settimane 3-4 e terminando con 3x8 le settimane 5-6.

Sato (35) ha pianificato un training della medesima durata ma con frequenza duplice rispetto a Stanton (30), chiedendo ai suoi atleti 4 allenamenti a settimana centrati su 5 esercizi con Fitball; in maniera simile, l'evoluzione del lavoro è stata 2x10 (settimane 1-2) - 2x15 (settimane 3-4) - 3x12 (settimane 5-6).

Tse (13), diversamente dai due autori precedenti, ha utilizzato un periodo di lavoro di 8 settimane basato su 2 sedute a settimana; pur non specificando quantitativamente il protocollo, descrive come le settimane 1-2 siano state focalizzate su esercizi di “core stability”, le settimane 3-4 su “core endurance” statica e le restanti 4 su “core endurance” dinamica.

Cosio-Lima (32) riporta invece benefici su equilibrio e attivazioni EMG in seguito ad un periodo di allenamento di 5 settimane con frequenza 5 volte a settimana, svolgendo due esercizi su Fitball con la seguente progressione del carico: 3x15 (settimana 1), 3x20 (settimana 2), 4x15 (settimana 3), 4x20 (settimana 4) e 4x25 (settimana 5).

Se da un punto di vista metodologico tali protocolli sono corretti, consentendo di capire il reale effetto di determinati esercizi, dall'altro non consentono di agire su differenti parametri del carico altrettanto importanti. Poiché gli incrementi prestativi sono già ottenibili dopo 4-6 settimane di allenamento grazie ad adattamenti di natura nervosa (13), probabilmente programmi di allenamento più variabili e caratterizzati da stimoli molteplici potrebbero indurre effetti differenti sulla muscolatura del "core".

Conseguentemente, un training di 4-6 settimane "ad alto impatto nervoso" in cui l'evoluzione del carico si basi su incrementi di volume e intensità attraverso una progressione graduale su variabili quali:

- livello di instabilità creato
- entità del carico esterno
- velocità esecutiva

rappresenterebbe uno stress superiore per la globalità del sistema.

Da qui l'interesse nel valutare gli effetti di un protocollo di lavoro svolto con tali direttive su test di performance comunemente usati in molte discipline sportive per la loro applicabilità "da campo", caratterizzato da molti esercizi simili a quelli su Fitball e Bosu valutati nella ricerca precedente.

Le ipotesi sono le seguenti:

- Un training di 8 settimane con frequenza bi-settimanale può determinare indotti positivi su "core strenght" e capacità di trasmissione di forze arti-tronco;
- Tali miglioramenti non precludono benefici specifici a livello di "core endurance" valutata con test isometrici.

MATERIALI E METODI

APPROCCIO SPERIMENTALE ALLA RICERCA

Lo studio rappresenta un confronto pre-post 8 settimane di "core training" su parametri condizionali sport-specifici correlati a molti modelli prestativi quali l'endurance della muscolatura del tronco, l'equilibrio funzionale dinamico, la forza di salto verticale degli arti inferiori e la capacità di trasmissione di forza arti-tronco. Il campione reclutato è stato scelto tra un gruppo di volontari in base alla loro esperienza circa l'allenamento della muscolatura del "core" ed allo stato di salute; ogni partecipante è stato preventivamente informato delle modalità di indagine ed ha partecipato a 2 sessioni di familiarizzazione durante le quali sono stati descritti i protocolli di allenamento e simulati i test di valutazione.

L'intero periodo di training e le prove pre-post sono stati effettuati presso i laboratori della Faculty of Kinesiology, University of The Fraser Valley, Abbotsford BC, Canada.

La ricerca è stata approvata dal Comitato Etico dell'University of The Fraser Valley nel mese di aprile 2009.

SOGGETTI

27 soggetti (14 donne e 13 uomini) hanno preso parte allo studio. Essi sono stati scelti tra un totale di 35 studenti volontari della Faculty of Kinesiology in base allo stato di salute ed alla esperienza di "core training" posseduta, divisi in un gruppo sperimentale (TRG - n=19) ed uno di controllo (CG - n=8).

I criteri di inclusione sono stati rappresentati da:

- assenza di LBP o patologie conclamate;
- assenza di traumi distorsivi a livello di arti inferiori e superiori negli ultimi 6 mesi;
- esperienza con l'allenamento su superfici instabili ed il "core training" di almeno 10-12 mesi.

Nella tabella seguente sono mostrate le caratteristiche dei partecipanti di entrambi i gruppi.

		GRUPPO SPERIMENTALE (n=19)				
		ETA'	PESO PRE	PESO POST	ALTEZZA	GENERE
Media		22,68	74,88	74,96	175,74	UOMINI=10
DS		2,73	15,17	14,92	9,46	DONNE=9
		GRUPPO CONTROLLO (n=8)				
		ETA'	PESO PRE	PESO POST	ALTEZZA	GENERE
Media		20,62	67,80	67,85	172,96	UOMINI=5
DS		2,06	6,60	7,03	6,42	DONNE=3

Tab.12: caratteristiche del campione

Durante il reclutamento ogni soggetto è stato sottoposto ad un questionario per la comprensione del livello di attività fisica svolta e dell'esperienza quantitativa/qualitativa circa il "core training"; in seguito, ha compilato il Par Q Test per la definizione dello stato di salute ed ha firmato il modulo di consenso informativo.

Nella tabella seguente sono evidenziati i risultati emersi da tali questionari.

		Core Training			Attività fisica svolta	
		Mesi di esperienza	Allenamenti per settimana	Esercizi per allenamento	Nr sedute per settimana	Ore totali per settimana
TRG	Media	27,67	1,56	2,89	5,00	6,06
	SD	29,09	1,10	2,05	1,78	3,02
CG	Media	11,50	3,13	4,00	5,13	5,69
	SD	12,27	1,13	2,56	1,64	1,91

Tab.13: livello medio di attività fisica svolta e di core training

PROTOCOLLO DI "CORE TRAINING"

Il programma di allenamento ha previsto un training di 8 settimane eseguito con frequenza bisettimanale; ogni seduta si è svolta con un durata di circa 60' ed è stata composta da un numero costante di esercizi mantenuto invariato per tutto il periodo.

Dall'analisi delle recenti review (4, 6, 7) e delle esperienze precedenti in letteratura (13, 30, 35, 32) sono stati scelti 6 esercizi praticati con due varianti ciascuno, al fine di costituire un programma complessivo di 12 esercizi per seduta, rientranti perfettamente nella tempistica di lavoro voluta con un giusto alternarsi allenamento-recupero (fig. 22).

Al fine di costituire un training "ad alto impatto nervoso" ogni contenuto è stato modulato secondo le variabili:

- o numero di serie e ripetizioni svolte
- o livello di instabilità utilizzato
- o tipologia di lavoro muscolare
- o velocità del movimento

- forza rotatoria creata (torque)
- presenza / assenza input visivo

La progressione delle variabili qui citate tra l'inizio e la fine del training è presentata in tabella 14.

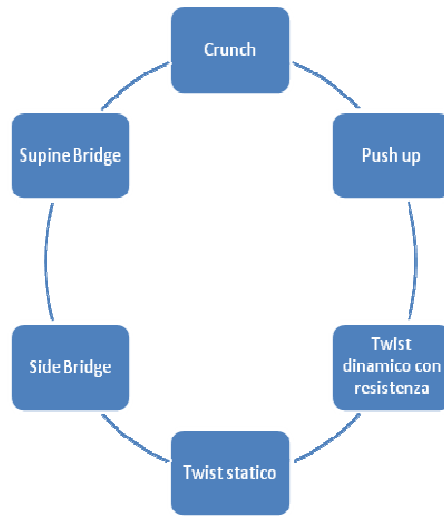


Fig.22: i 6 esercizi costituenti ogni seduta di allenamento

Conditions:	Start:		End:
1) <u>Number of sets</u>	3	4	5
2) <u>Number of repetitions</u>	10	15	20
3) <u>Level of instability:</u>	stable - Matwork	relative unstable - Bosu	major instability - Fitball / Balance Board
4) <u>Muscle work:</u>	static	dynamic	dynamic and more speed
5) <u>Speed of movement:</u>	slow	medium speed	high speed
6) <u>Torque force:</u>	no torque	torque with partner	torque with tubing / medball
7) <u>Visual input:</u>	eyes open		eyes closed

Tab. 14: la progressione quantitativa e qualitativa del carico

La scelta dei 6 esercizi ha consentito di allenare globalmente la muscolatura del “core” tramite un lavoro alterno in tutte le posizioni del corpo, dedicando a ciascuno di essi la medesima porzione del condizionamento complessivo (16,5% del totale).

Poiché il “crunch” e il “bridge supino” sono eseguiti in posizione supina, i “push up” in posizione prona, il “side bridge” in posizione laterale ed i movimenti di “twist” in stazione eretta, ogni seduta ha permesso di stressare ampiamente i meccanismi di controllo posturale fornendo stimoli altamente variabili ed in grado di causare nel sistema risposte adattative non standardizzate.

La modulazione del carico è stata quantitativa intra-settimanalmente e qualitativa inter-settimanalmente, mantenendo invariati gli esercizi con un solo aumento del volume di lavoro all'interno della settimana ed evolvendo invece la loro tipologia nel passaggio da una settimana all'altra.

Considerando le superfici stabili o instabili nel ciclo di training, la successione è stata la seguente:

- Settimane 1-2: utilizzo esclusivo del Tappeto

- Settimane 3-4: utilizzo di Tappeto e Bosu
- Settimana 5: utilizzo di Tappeto, Bosu e Fitball
- Settimane 6-7-8: utilizzo di Tappeto, Bosu, Fitball e Balance Board

Se il “crunch”, “bridge supino-prono-laterale” e “push up” sono noti, con il termine “twist” si intendono un insieme di esercizi caratterizzati da movimenti torsionali di tutto il corpo (4,7) eseguibili con appoggio monopodalico/bipodalico a terra e su superficie instabile; tali movimenti possono essere svolti mantenendo una rotazione globale di tronco/arti inferiori in equilibrio o contro resistenze esterne in maniera statica (“twist statico” – fig.23), oppure compiendo gesti dinamici in disequilibrio modulabile tramite l’ausilio di elastici e palle mediche (“Twist dinamico” – fig.24).



Fig.23: esempi di esercizi di Twist Statico



Fig.24: esempi di esercizi di Twist Dinamico

Nelle figure sottostanti sono rappresentate la progressione globale per il “push up” (fig.25) e quella su tappeto per il “bridge laterale” (fig.26) agendo sul fattore instabilità.

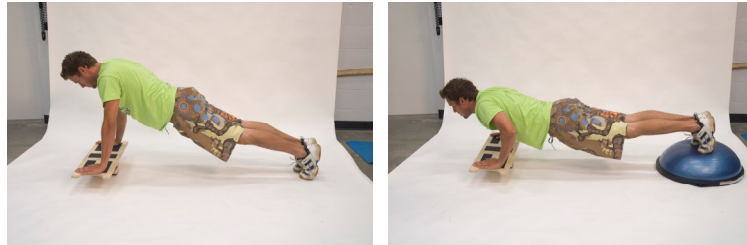


Fig.25: progressione dell'esercizio push-up agendo sull'instabilità



Fig.26: progressione dell'esercizio bridge laterale a terra agendo sull'instabilità

I 19 soggetti del TRG sono stati divisi in 3 sotto-gruppi da 6-7 persone al fine di creare delle classi di lavoro di numero limitato in grado di allenarsi in maniera ottimale, garantendo una esecuzione tecnica corretta dei vari esercizi.

Al termine di ogni seduta i partecipanti hanno riportato il livello di fatica percepito in scala da 1 a 10, al fine di quantificare il livello di stress per la modulazione del carico nelle sessioni successive.

TEST DI VALUTAZIONE

La scelta dei test di valutazione è stata effettuata in base alla praticità esecutiva ed al precedente utilizzo in studi di settore. In seguito al confronto con la letteratura è emerso infatti come il McGill Test (13, 34), Vertical Jump (13, 31, 34), Medicine Ball Throw (13, 34) e Star Excursion Balance Test (35) siano stati già utilizzati in ricerche focalizzate sul rapporto “core training-prestazione” e presentino una ottima affidabilità come test di performance, rientrando tra i cosiddetti “test da campo”. Il protocollo di valutazione è stato effettuato con l'ordine standard: 1) Star Excursion Balance Test (SEBT) – 2) McGill Test (MCG) – 3) Vertical Jump (VJ) 4) Medicine Ball Throw (MBT), preceduto da un riscaldamento composto da 5' di bicicletta a intensità medio-bassa e esercizi di mobilità articolare dinamica; tra ogni test il recupero è stato di 5'(13).

McGill Core Test

L'autore definisce il test come una metodica di valutazione globale dell'endurance della muscolatura del tronco, giustificabile da un elevato coefficiente di affidabilità di 0.97 (41).

Esso si basa sul mantenimento isometrico delle seguenti 4 posizioni per il maggior tempo possibile:

- Sit up position (fig.27-a) : flessione del tronco a 60° partendo dalla posizione supina con ginocchia e anche a loro volta flesse ad un angolo di 90°, piedi bloccati dall'operatore e arti superiori incrociati al petto con mani sulle spalle; per la corretta esecuzione è stata creata una panca di legno inclinata di 60° rispetto al suolo, utilizzata come riferimento angolare per il test. Ciascun soggetto è stato istruito nel flettere il tronco fino al raggiungimento di un certo angolo di flessione, percepire il contatto con la panca (avvicinata posteriormente al dorso da un secondo operatore una volta cominciato il movimento) e mantenere l'angolazione di 60° creata; una volta assunta la posizione voluta, la panca è stata arretrata di 10 cm e considerata per il segnale di fine test. Viene infatti considerato come segnale di fine prova il contatto di qualunque parte del tronco con la panca stessa;
- Back extensor position (fig.27-8): estensione isometrica del tronco in posizione prona su un lettino mantenendo il busto sospeso al di fuori dell'appoggio, con contatto dei soli arti inferiori/bacino (creste iliache in linea col bordo del lettino stesso) e con cosce bloccate dall'operatore (Biering-Sorensen Test – 109); ogni soggetto è stato istruito nel restare in allineamento con arti inferiori e tronco su di una stessa linea parallela a terra il maggior tempo possibile, mantenendo le braccia incrociate al petto. Viene considerata come segnale di fine prova la perdita dell'orizzontalità voluta.
- Side bridge right/left position (fig. 27-c): partenza in stazione di decubito laterale con gomito in appoggio e piedi incrociati (piede della gamba superiore davanti a quello della gamba inferiore), sollevamento da terra del bacino allineando tronco ed arti inferiori, braccio restante con mano in appoggio sulla spalla opposta. Viene considerata come segnale di fine prova la perdita dell'allineamento voluto.

Essendo un test ad esaurimento, ogni prova è stata eseguita una sola volta con 5' di recupero prima della successiva; il tempo di mantenimento di ciascuna di esse è stato misurato manualmente dall'operatore con un cronometro.

Visto l'interesse secondario in tale test, i cui incrementi sono stati dati quasi per certi in fase pre training rispetto a VJ, SEBT e MBT, solamente il TRG ha svolto tale valutazione.

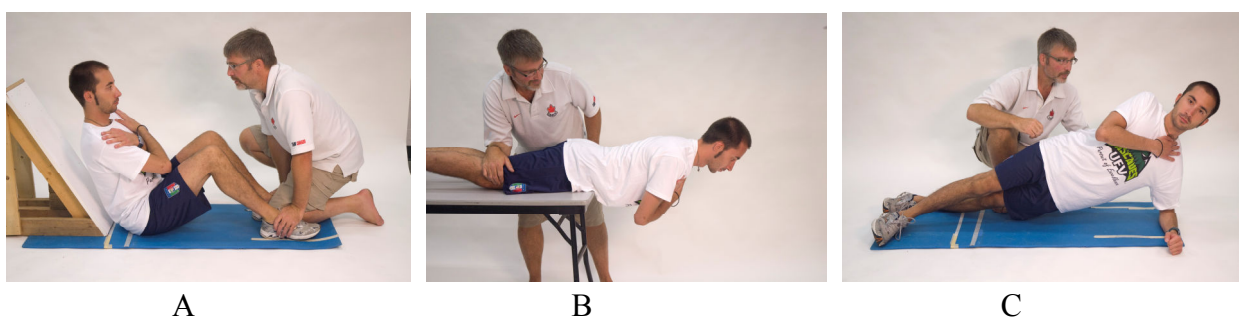


Fig. 27: a) Sit up position – b) Back extension position – c) Side bridge

Star Excursion Balance Test:

Il SEBT test (35,110) è un semplice ed economico metodo di valutazione della stabilità dinamica degli arti inferiori, avente un coefficiente di affidabilità di 0.86 (111).

L'obiettivo di tale prova è il raggiungimento di un punto il più lontano possibile lungo 8 differenti direzioni attraverso il movimento di un arto inferiore, mantenendo l'equilibrio monopodalico sull'arto controlaterale. Quest'ultimo richiede un'adeguata flessione dorsale della caviglia, corretto piegamento di anca / ginocchio, una buona mobilità articolare ed un efficiente controllo neuromuscolare per compiere l'obiettivo voluto.

Il test è eseguito su una superficie piana con il soggetto al centro di una griglia nella quale le 8 linee si estendono ad angoli reciproci di 45°, formando una specie di "stella" (fig.28). Durante il contatto del piede di supporto nel punto di intersezione delle linee, ogni partecipante deve raggiungere con l'alluce controlaterale il punto più distale nelle varie direzioni, equilibrando il proprio corpo in una posizione stabile e mantenendo un leggero contatto (la maggior parte del peso resta sull'arto portante) per 3". A seconda della direzione scelta, il piede di appoggio viene posizionato nell'emilato opposto con l'alluce al centro subito dietro la linea mediana (movimenti anteriori e laterali, fig.29 a-c), oppure con tallone al centro subito davanti alla linea mediana (movimenti posteriori, fig.29 b).

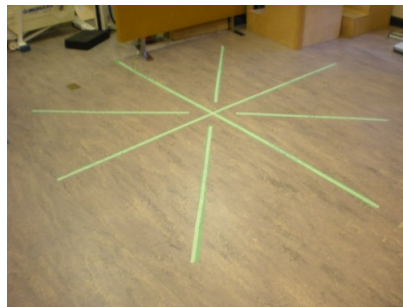
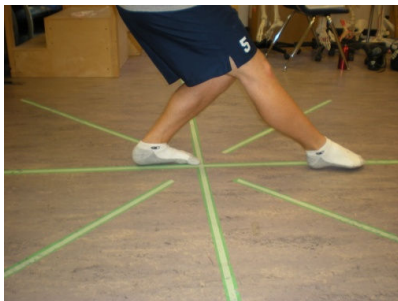
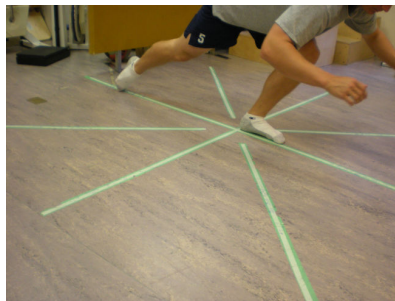


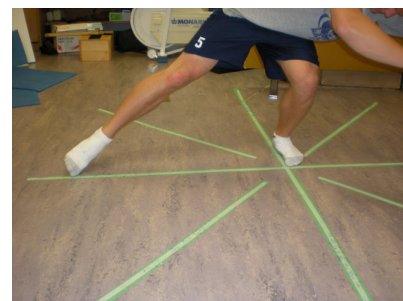
Fig. 29: griglia dello SEBT



A



B



C

Fig. 29: movimenti dello SEBT a) anteriore – b) posteriore – c) laterale

Sulla base del punto raggiunto, la distanza viene segnata manualmente dall'operatore e misurata con un nastro metrico.

Al fine di consentire l'utilizzo di possibili strategie di equilibratura personali, nessun vincolo per gli arti superiori viene comandato durante il test; l'unica "obbligatorietà" esecutiva è sottolineata circa il tempo di appoggio (3") ed il contatto costante plantare del piede portante al suolo (in caso di cadute e sollevamenti di avampiede o tallone la prova viene ripetuta).

Circa il numero di ripetizioni da svolgere, Kinzey (111) riporta un numero di 6 prove per direzione come ottimale per ridurre l'effetto apprendimento; recentemente, Robinson (110) suggerisce però una riduzione di tale numero da 6 a 4 per diminuire la possibile incidenza della fatica, consigliando di focalizzarsi sulla direzione anteriore, laterale e posteriore e di trascurare i movimenti diagonali.

Sato (35) ha seguito le considerazioni di Robinson (110) nel suo protocollo, svolgendo due ripetizioni per le 3 prove scelte per ciascun piede.

Nel nostro studio, al contrario, sono state eseguite tutte e 5 le direzioni (anteriore, diagonale avanti, laterale, diagonale posteriore, posteriore) nel lato destro ed in quello sinistro, al fine di confrontare eventuali differenze tra arto dominante / non dominante ed avere una visione più globale della capacità di controllo motorio tra i partecipanti; tuttavia, solamente una ripetizione per lato è stata svolta: poiché tale test è stato preceduto da 2 prove di riscaldamento (con 5' di recupero al termine) e dalle 2 sessioni di familiarizzazione pre-test, si è preferito minimizzare il possibile affaticamento senza incorrere nei rischi legati all'effetto apprendimento.

Tra un movimento e l'altro sono stati rispettati 20" di recupero e ciascun soggetto ha scelto il lato di inizio a piacere. Al fine di relazionare le distanze raggiunte con i parametri antropometrici di ognuno di essi, i valori raccolti sono stati poi normalizzati alla lunghezza dell'arto inferiore dominante (distanza malleolo mediale-SIAS) (112).

VERTICAL JUMP

La valutazione della forza di salto verticale è ritenuta fondamentale in molte discipline in cui la muscolatura dell'arto inferiore ha un ruolo primario. Nel nostro caso, vista l'importanza del "core" per la trasmissione di forza tra i segmenti distali ed il tratto assile, la sua misurazione è strettamente connessa a numerosi esercizi svolti all'interno del protocollo, fornendo indicazioni su un loro possibile effetto allenante.

Tre prove di contro-movimento jump con libero utilizzo degli arti superiori sono state effettuate utilizzando la pedana Axion Jump (Bioingegneria sportiva), intervallate da 1' di recupero (13); tra queste, il risultato migliore è stato scelto come valore di riferimento (fig 30).

I soggetti sono stati istruiti nell'effettuare in sequenza un pre-caricamento ed un balzo verticale il più velocemente possibile al fine di raggiungere il massimo punto verticale sopra di loro.



Fig. 30: Vertical Jump test

MEDICINE BALL THROW

Al pari del VJ, anche il lancio della palla medica rappresenta un ottimo test di valutazione della forza di trasmissione tronco-arti; essendo un esercizio complesso da un punto di vista coordinativo, le sessioni di familiarizzazione sono state fondamentali per una spiegazione tecnica del gesto.

Il MBT è una prova indicativa della potenza degli arti superiori ottenuta attraverso un movimento dinamico globale con origine negli arti inferiori; conseguentemente, la sua pratica può risultare un utile indice di forza funzionale, equilibrio e pattern di attivazioni neuromuscolari (13, 34).

Ogni partecipante, posizionato con gli alluci in prossimità di una linea di riferimento orizzontale e la palla davanti alla base di appoggio, è stato istruito nel piegarsi sugli arti inferiori, raccogliere la palla medica portandola al petto e lanciarla con forza durante lo svolgimento di un balzo in avanti, il tutto alla massima velocità possibile.

Visti i differenti livelli di condizionamento tra i soggetti sono state utilizzate palle mediche da 4-5-6 kg; per un confronto pre/post metodologicamente corretto, ognuno di essi ha utilizzato sempre lo strumento del medesimo peso.

La distanza raggiunta è stata quindi misurata con un nastro metrico da due operatori, basandosi sul segno lasciato dall'attrezzo a terra, ben visibile visto l'utilizzo di una superficie chiara e di una palla scura.

In maniera analoga al test precedente, 3 prove con un recupero di 1' sono state definite per il protocollo di valutazione; tra queste, la migliore è stata scelta come valore di riferimento.

ANALISI STATISTICA

Al fine di confrontare correttamente i dati sono stati svolti due tipi di indagini:

- Paired T test per il confronto indipendente all'interno del TRG e CG dei valori pre-post training in ciascun esercizio;
- 2 way repeated measure analysis of variance (2 x 2) (ANOVA) per il confronto tra i gruppi pre-post training in ciascun esercizio; le variabili dipendenti sono state definite nei risultati dei vari esercizi e le variabili indipendenti nel gruppo (TRG , CG) x la fase di valutazione (pre, post).

In particolare, in prima analisi è stato valutato l'effetto del tempo sugli esercizi tramite una 2 way (8 x 2) ANOVA all'interno del TRG (within subject), definendo come variabili indipendenti gli 8 test (sit up, side bridge right, side bridge left, prone back extension, VJ, MBT, SEBT dx, SEBT sx) x il tempo (pre, post).

In seguito è stata effettuata una 2 way repeated (2x2x4) ANOVA per valutare l'effetto del tempo (pre, post) sul gruppo (TRG, CG) all'interno dei 4 test (VJ, MBT, SEBT dx, SEBT sx).

Da qui, sono poi state perfezionate le singole ANOVA e i T Test separatamente per ciascuna prova di valutazione.

Inoltre, vista la pratica di prove bilaterali nel SEBT (lato dx e lato sx) e MCG (side bridge dx e side bridge sx), tali test sono stati valutati anche con una 2 way (2x2) ANOVA per capire l'interazione lato (dx, sx) x tempo (pre, post)

Poiché solo il TRG ha svolto il MCG test, tale prova è stata analizzata esclusivamente tramite il Paired T Test.

L'indagine statistica è stata effettuata tramite SPSS ver. 13 e la significatività è stata definita con $p \leq 0,05$).

RISULTATI

In fase pre training ogni partecipante è stato informato circa il numero massimo di assenze consentite durante il periodo di allenamento. Poiché un soggetto ha svolto il ciclo di lavoro con una % inferiore a quella minima definita (80% di presenze il minimo richiesto), non è stato considerato nella analisi dei dati, riducendo quindi il TRG a n=18.

In tabella 15 è rappresentata l'evoluzione del livello di fatica percepita (in scala 1-10) dai soggetti nel primo (A) e secondo (B) allenamento di ciascuna settimana. Si evidenzia un'evoluzione graduale di tale parametro da 3,50 della prima seduta a 6 dell'ultima.

SETTIMANA	A	B
1	3,53	3,78
2	3,70	4,47
3	4,50	5,06
4	4,53	4,67
5	4,83	5,38
6	5,69	5,09
7	6,87	6,06
8	6,27	6,00

Tab.15: evoluzione della fatica percepita in scala 1-10

L'ANOVA iniziale svolta nel solo TRG ha mostrato una significatività nell'effetto "tempo" sugli 8 esercizi ($p=0,00$) e nell'interazione tempo-esercizio ($p=0,00$), così come è stata evidenziata significatività nell'interazione tempo-gruppo e tempo-esercizio ($p=0,00$) della 2x2x4 ANOVA, valori tali da giustificare l'ulteriore indagine intra-test.

MCGILL TEST: CORE ENDURANCE

La 2x2 ANOVA non mostra una significatività nella variabile "lato" e nell'interazione lato-tempo, sottolineando quindi come non vi siano differenze tra SEBT DX vs SEBT SX e tra SIDE BRIDGE DX vs SIDE BRIDGE SX.

Il T Test ha evidenziato miglioramenti significativi in tutte e 4 le posizioni isometriche mantenute ($p=0,00$); in particolare, emerge un incremento temporale di 18,9 s nel side bridge dx, 25,2 s nel side bridge sx, 41,6 s nella back extension e 187,2 s nel sit up.

	Side Br R Pre	Side Br R Post	Side Bri L Pre	Side Br L Post	Prone Pos Pre	Prone Pos Post	Sit Up Pre	Sit Up Post
Mean:	76,6	95,5	74,5	99,8	109,6	151,3	136,9	324,1
Standard deviation:	34,4	29,1	30,3	26,1	36,3	29,4	52,6	164,0
% Difference	24,7		33,9		38,0		136,8	
t test	0,00276		0,00006		0,00012		0,00001	

Tab.16: risultati pre-post training McGill test

Nella tabella 16 e nel grafico 19 sono rappresentati i miglioramenti pre-post training e le variazioni % calcolate dall'analisi; i benefici maggiori del core training svolto si osservano a livello di prone position (+38%) e sit up position (+136%).

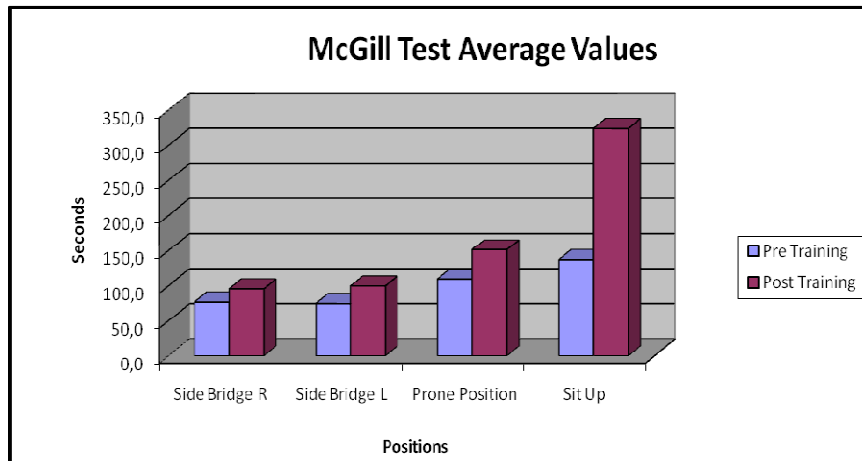


Grafico 19: risultati pre-post training McGill test

Dall'analisi delle singole prove emerge un miglioramento nel side bridge destro e sinistro di 15 soggetti su 18, nella prone back extension di 14 su 18 e nel sit up di 18 su 18.

STAR EXCURSION BALANCE TEST

I valori delle 5 posizioni dell'emilato destro e sinistro sono stati sommati separatamente al fine di ottenere un unico valore (35) normalizzato rispetto alla lunghezza della gamba di ciascun soggetto (112).

La 2 way repeated ANOVA evidenzia differenze non significative tra i lati, nell'interazione lato-tempo e lato-gruppo ($p > 0,05$), mentre vi sono variazioni significative a livello di tempo e interazione tempo-gruppo ($p = 0,00$) per il lato destro e sinistro.

In particolare, il TRG mostra miglioramenti del 11,6% (dx) e 11,5% (sx) e il CG incrementi del 4,4% (dx) e 2,9% (sx), la cui significatività è confermata anche dal T Test per il TRG dx/sx e CG dx (tab.17, grafico 20).

TRAINING GROUP					CONTROL GROUP				
	Right Foot Pre	Right Foot Post	Left Foot Pre	Left Foot Post		Right Foot Pre	Right Foot Post	Left Foot Pre	Left Foot Post
Sum	412,8	466,9	405,7	458,3	Sum	397,6	415,7	396,5	408,3
% Difference Sum	11,6		11,5		% Difference Sum	4,4		2,9	
T test Sum	0,00000		0,00000		T test Sum	0,03187		0,11733	

Tab.17: risultati pre-post training SEBT test

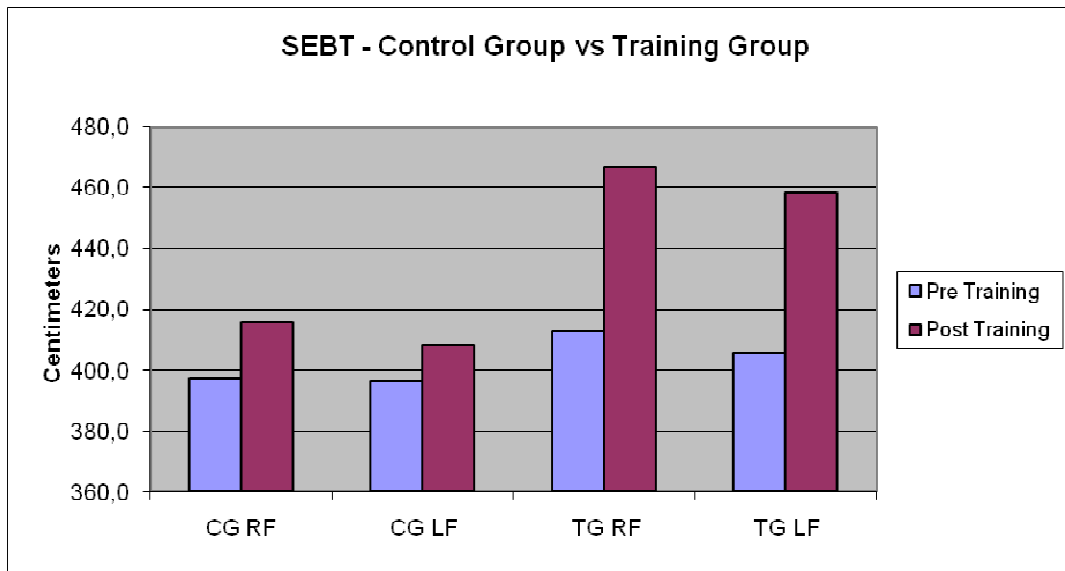


Grafico 20: risultati pre-post training SEBT ; TG: training group, CG: control group, RF: right foot, LF: left foot

VERTICAL JUMP

La 2 way repeated ANOVA non mostra miglioramenti significativi a livello di tempo e interazione tempo-gruppo ($p > 0,05$), esito confermato anche dal T Test (Tab.18).

In particolare, emerge l'assoluta uguaglianza tra i valori pre-post in entrambi i gruppi, osservabili dai grafici 21-22.

	TRAINING GROUP		CONTROL GROUP	
	PRE	POST	PRE	POST
Mean:	39,4	39,5	41,1	40,9
Standard deviation:	10,7	11,3	12,4	12,8
t test	0,438		0,426	
% differ	0,267		-0,550	

Tab.18: risultati pre-post training VJ test

Analizzando i singoli soggetti si notano leggeri incrementi o diminuzioni sia per TGC che CG, tali da giustificare l'assenza di benefici dall'analisi statistica.

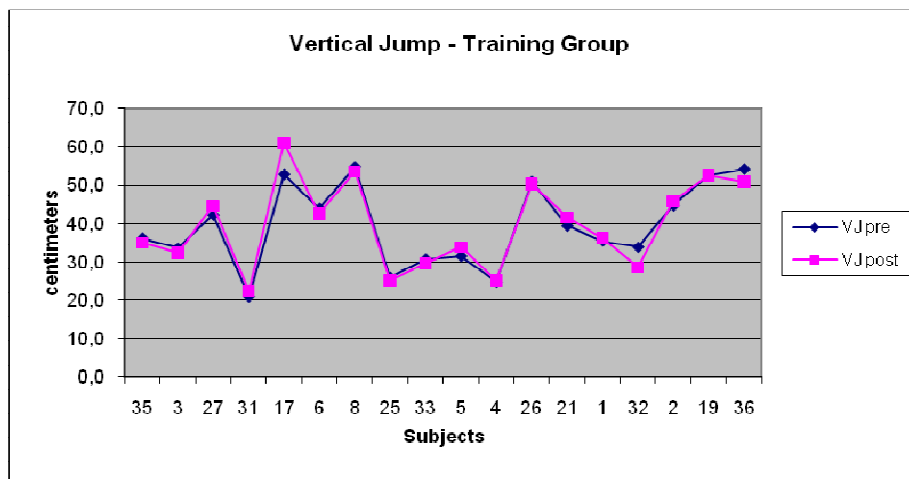


Grafico 21: risultati pre-post training VJ – training group

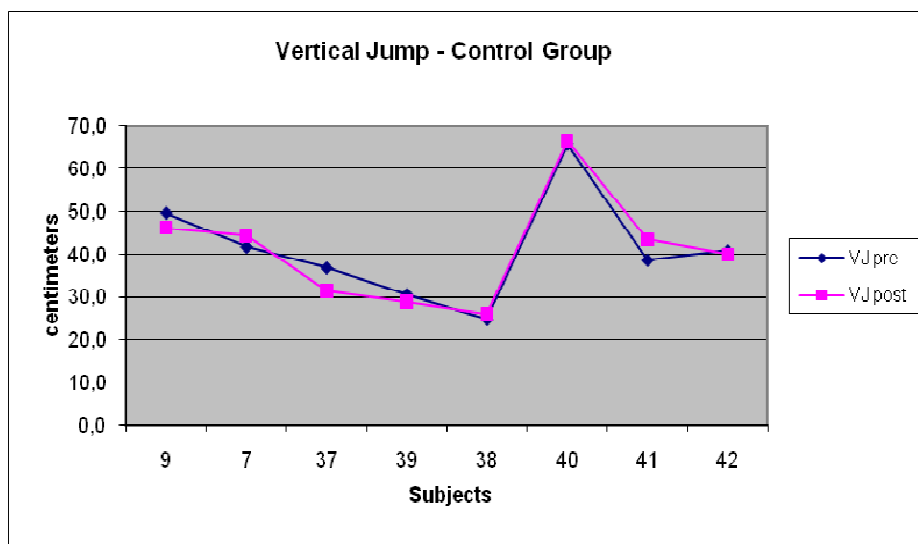


Grafico 22: risultati pre-post training VJ – control group

MEDICINE BALL THROW

La 2 way repeated ANOVA mostra differenze significative a livello di tempo ($p=0,03$) ma non di interazione tempo-gruppo ($p>0,05$), sottolineando un effetto positivo del training svolto a livello di TGC.

Il T test mostra un incremento significativo del 5,9% ($p=0,00$) nel TGC mentre nessun beneficio è osservabile nel CG (tab.19).

Il trend generale nel TRG è di un leggero miglioramento (10 soggetti) o conferma dei valori precedenti (8 soggetti), traducibili con il leggero aumento % calcolato.

Al contrario, nel CG la tendenza è all'uguaglianza dei valori, ad eccezione di due soggetti che presentano un leggero miglioramento ed uno che cala lievemente (grafici 23-24).

	TRAINING GROUP		CONTROL GROUP	
	PRE	POST	PRE	POST
Mean:	7,59	8,07	7,54	7,61
Standard deviation:	1,9	2,0	1,7	1,6
t test	0,002		0,348	
% differ	5,92		0,88	

Tab.19: risultati pre-post training Medicine Ball Throw

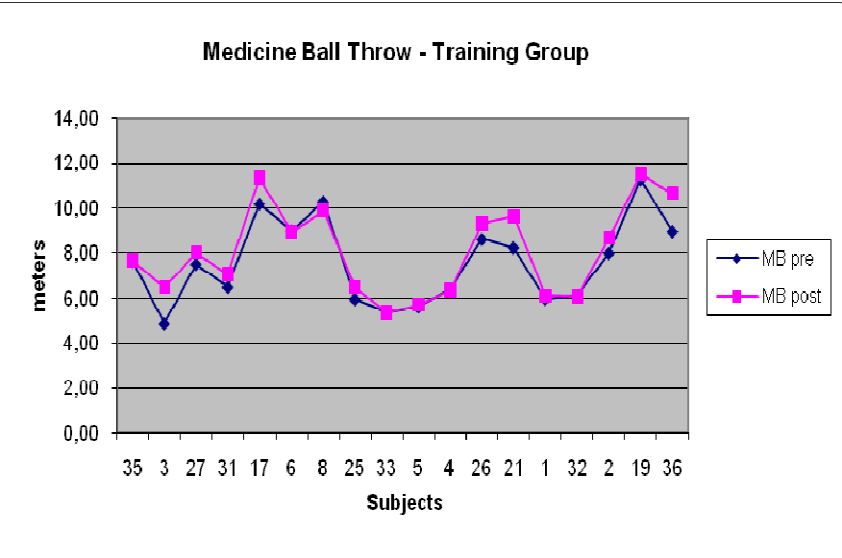


Grafico 23: risultati pre-post training MBT – training group

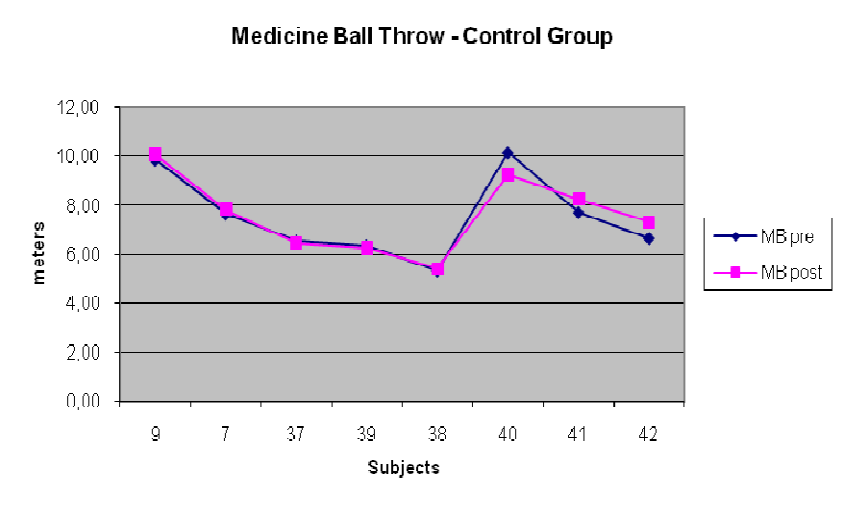


Grafico 24: risultati pre-post training MBT – training group

DISCUSSIONE

L'obiettivo principale della ricerca è stata la valutazione degli effetti di 8 settimane di "core training" ad "alto impatto nervoso" su endurance della muscolatura del tronco, equilibrio e forza di trasmissione tratto assile - tratti appendicolari.

I dati emersi dall'analisi dei risultati rappresentano un sostanziale conferma di quanto già descritto in letteratura circa il legame core - performance, consentendo però ulteriori considerazioni positive. Nonostante la scienza non abbia ancora dimostrato una giustificazione "sperimentale" alla pratica diffusa di "core stability" e "core strenght" in tutti i settori sportivi, le conclusioni derivate dal presente studio forniscono infatti stimoli incoraggianti.

La prima osservazione riguarda il beneficio ottenuto tramite un lavoro con carico progressivo e variabile sulla resistenza alla fatica dei muscoli lombo-pelvici: tutte le 4 posture del MCG hanno infatti permesso di migliorare significativamente i tempi di mantenimento isometrico di ogni posizione, confermando quanto emerso in articoli precedenti (30, 33, 35, 13, 2) in cui l'effetto principale del programma di allenamento è stato osservato a livello di questa componente.

Tuttavia, un confronto esaustivo con altre ricerche risulta difficile poiché tale test, ritenuto da molti autori un indicatore ottimale della capacità di controllo lombo-pelvica, è stato utilizzato solamente da Tse (13), il quale ha notato incrementi significativi nel bridge laterale destro e sinistro ma non nel sit up e back extension, da lui giustificato con l'elevato livello prestativo iniziale dei suoi atleti e con la loro motivazione al training non ottimale. Ad esclusione di Nesser (34), il quale ha compiuto uno studio circa la relazione tra questo test e comuni test di performance senza compiere una indagine pre-post protocollo di allenamento, i restanti autori hanno utilizzato lo Sahrman Test (30, 35) o test specifici con palla (33) creati da loro stessi.

Essendo il Sahrman Test una metodica di valutazione principalmente clinica avente scarsi legami con l'ambito sportivo (30), ad essa è stato preferito il McGill test, la cui praticità nel settore prestativo risulta sicuramente maggiore.

Gli incrementi attesi nel nostro lavoro, seppur non di questa entità, hanno portato alla esclusione di tale test dal protocollo di valutazione del CG, al fine di focalizzarsi principalmente su SEBT, VJ e MBT, ritenuti di interesse primario; visti i miglioramenti riportati in letteratura con lavori di "core stability" sull'endurance della muscolatura del tronco, la nostra ipotesi iniziale di conferma di tali benefici anche con un lavoro più orientato alla "core strenght" ha quindi trovato un output positivo.

I dati circa lo SEBT mostrano come un allenamento caratterizzato per il 32% da esercizi di "twist statici" e "dinamici", basati su continui movimenti torsionali in equilibrio parziale e con resistenze esterne, permettano di migliorare il controllo funzionale dinamico degli arti inferiori dell'11% nel TRG, valore duplice rispetto a quello trovato nel CG e giustificabile con un effetto apprendimento o con errori di acquisizione.

Tali benefici sono inferiori a quelli di Sato (35), il quale riporta un incremento del 21% e nel TRG e del 10% nel CG; l'autore, in accordo con il protocollo di Robinson (110), ha testato i suoi soggetti solamente su 3 delle 5 posizioni, fattore da considerare nell'analisi quantitativa dei miglioramenti.

Le riflessioni più importanti riguardano però il VJ e il MBT; poiché tali prove sono ritenute ottimali per fornire indicazioni circa la forza degli arti inferiori e le connessioni cinetiche arti-tronco, componenti strettamente connesse alla funzionalità del core, gli esercizi di twist dinamico ad

evoluzione graduale sono stati pianificati per ottenere indotti positivi in tale direttrice, sperando in un esito favorevole.

Tuttavia, se da un lato non sono emerse differenze significative pre-post nel VJ, il MBT sembra al contrario essere influenzabile in senso positivo. Il miglioramento del 5% riportato, seppur non elevato, rappresenta un valore su cui riflettere, soprattutto in virtù della statistica utilizzata. Pur in assenza di differenze significative tra i gruppi, dall'interazione tempo-gruppo emerge un potere medio con un trend probabilmente migliorabile nel caso di aumento quantitativo del campione CG; tale ipotesi, non ritrovabile invece nella assoluta somiglianza dei risultati del VJ per le variabili tempo e gruppo, troverebbe infatti una giustificazione "funzionale" nel programma di 8 settimane svolto. Poiché il 32% del protocollo si è focalizzato su continui movimenti rotatori caratterizzati da squat, torsioni e lanci di palle mediche, movimenti vicini a quello del MBT, un condizionamento positivo da parte di questi esercizi rappresenterebbe una probabilità concreta.

Nonostante ciò, essendo il campione del TRG composto da soggetti con esperienza variabile nel lavoro con sovraccarichi, i benefici citati possono aver influito positivamente sui partecipanti con un livello di esperienza inferiore, ben allenabili modulando instabilità e resistenze esterne moderate, mentre quelli "top level" avrebbero potuto raggiungere effetti superiori con carichi maggiori e instabilità ridotta (4,7, 65), come descritto nel capitolo 1.

Naturalmente, vi sono solo alcuni limiti da considerare nella presente ricerca.

In primis l'eterogeneità del campione, composto da soggetti con buona esperienza di core training ma provenienti da discipline sportive differenti, è sicuramente un aspetto importante in sede valutativa, soprattutto nell'atto del confronto con ricerche specifiche per un modello prestativo.

Inoltre, i test da campo utilizzati, pur essendo diffusi ed applicabili universalmente, hanno un possibile margine di errore quando, in sede di acquisizione, l'elemento primario è rappresentato dall'abilità dell'operatore nel misurare distanze raggiunte (MBT, SEBT). Nella presente ricerca l'esperienza e le modalità di indagine hanno cercato di ridurre al massimo tali fattori, tuttavia una minima influenza di errori del genere è da considerare.

Infine, la variabilità del protocollo, seppur utile per l'alto livello di stress fornito al sistema, non consente di capire con precisione quale delle 6 classi di esercizi abbia influito principalmente nei risultati ottenuti.

In conclusione, lo studio svolto sembra confermare gli effetti indotti da un allenamento di "core training" di media durata (8 settimane) su equilibrio e "core endurance", rappresentando però uno stimolo positivo anche su altre componenti quali la capacità di controllo neuromuscolare e forza di trasmissione arti-tronco.

Seppur con difficoltà nella comprensione dei fattori più influenti per raggiungere tali obiettivi, emerge come un programma di lavoro variabile in cui il carico sia strutturato su parametri quali instabilità, velocità esecutiva e livello di torsione prodotta possa avere effetti ottimali sull'atleta.

CONCLUSIONI

Questa tesi rappresenta un tentativo di studio e ricerca in un settore, quale quello dell'allenamento della muscolatura del tronco ("core"), in cui certezze scientifiche ben radicate si affiancano a dubbi applicativi e nuove scoperte.

L'approfondimento letterario da me svolto e i due studi illustrati, frutto di indagini strumentali e di pratica sul campo, hanno cercato di collaborare, seppur modestamente, alla comprensione dei reali benefici che strumenti quali la Fitball e il Bosu, assai discussi negli ultimi anni, possono effettivamente dare in certe categorie di soggetti.

La conclusione ottenuta, positiva nei confronti dell'una e più critica nei confronti dell'altro, è un invito ad ulteriori indagini e approfondimenti al fine di raggiungere quel sapere scientifico che oggi dovrebbe essere alla base di qualunque metodologia allenante.

La parola "core", nei tempi moderni tanto utilizzata, è un semplice concetto intorno a cui ruotano modalità di lavoro, programmi di allenamento, teorie confuse.

Cercare di fare un po' di chiarezza a riguardo, tentativo di questi anni di studio, è un dovere verso la scienza e uno stimolo professionale assai importante; la continua presenza in letteratura di review e ricerche quantitativamente maggiori dimostra come questa tematica, seppur così antica, sia sempre più attuale, accompagnata dall'evoluzione di strumenti di indagine tecnologicamente superiori al passato.

L'utilizzo di superfici instabili nel training, così connesse al concetto di "core", è una metodica complessa, stimolante, incerta.

Dalle nostre indagini, emerge come essa consenta di incrementare le risposte neuromuscolari nella regione del tronco su soggetti di alto livello, seppur in maniera non significativa, e come possa essere alla base di protocolli di allenamento ad alto impatto nervoso in cui il carico somministrato venga modulato secondo una sequenza razionale e voluta, al fine di condizionare una funzione "target".

Tuttavia, l'unica certezza ben definibile è come l'instabilità sia uno stimolo allenante su cui fondare una filosofia di lavoro concreta basata sull'allenamento del movimento, non del singolo muscolo, lasciando ad ulteriori approfondimenti il compito di definirne con maggior chiarezza gli aspetti caratterizzanti.

RINGRAZIAMENTI

Un ringraziamento sentito e doveroso a tutti coloro che in questi 3 anni di dottorato hanno incrociato, per un motivo o per l'altro, il mio percorso.

Il professor Maietta, persona carismatica e competente che ha rappresentato il “via” a questo mio cammino, aiutandomi ed accompagnandomi ogni volta ne avessi il bisogno e concedendomi una fiducia che, almeno in parte, spero di aver ripagato....

Il professor Tentoni, fautore di tanti dubbi e creatore di idee assai stimolanti, una fonte di conoscenza da cui ancora oggi ho attinto in minima parte...

Elia, mio collega di mattinate infinite tra strumenti di dubbia tecnologia e idee spesso bizzarre...

Diego, amico di lunga data e “traino” di giornate intense e divertenti, Alessandro “Zedda” Piras, i cui consigli tra una birra e l'altra non sono mai stati vani, in Italia o oltre oceano... i colleghi dottorandi ed ex dottorandi del laboratorio della Record e dell'Istituto di Medicina dello Sport, Francesco, Fabrizio, Martina, Maria Sole, Ivan, sempre pronti ad aiutarti e a scappare tra conferenze disperse nel globo... gli studenti della Facoltà di Scienze Motorie, in particolare il gruppo dei ragazzi della Stampa, con cui ho avuto il piacere di trascorrere molte ore tra lezioni, tesi, ricerche...

E infine, un ringraziamento allo staff della Faculty of Kinesiology dell'University of the Fraser Valley, Canada, in particolare Greg, Jo, Jason, Mike per i fantastici 6 mesi di lavoro nella Beautiful British Columbia...

E, naturalmente, un saluto ed un “grazie” di cuore alla mia famiglia, un appoggio e sostegno costante durante il mio viaggio qua e là...

BIBLIOGRAFIA

- 1) Monfort-Pañego M, Vera-García FJ, Sánchez-Zuriaga D, Sarti-Martínez MA. “Electromyographic studies in abdominal exercise: a literature synthesis “ . J Manipulative Physiol Ther 2009 Mar-Apr;32(3):232-244
- 2) Akuthota V, Ferreiro A, Moore T, Fredericson M. “Core stability exercise principles“. Curr Sports Med Rep 2008 Feb;7(1):39-44
- 3) Hibbs AE, Thompson KG, French D, Wrigley A, Spears I. “Optimizing performance by improving core stability and core strength”. Sports Med 2008;38(12):995-1008
- 4) Willardson JM. “Core stability training: applications to sports conditioning programs” . J Strenght Cond Res 2007 Aug;21(3):979-985
- 5) Akuthota V, Nadler SF. “Core strengthening”. Arch Phys Med Rehab 2004 Mar;85(3 Suppl 1):S86-92
- 6) Kibler WB, Press J, Sciascia A. “The role of core stability in athletic function” . Sports Med 2006;36(3):189-198.
- 7) Faries MD, Greenwood M. “Core training: stabilizing the confusion”. Strenght Cond J 2007; 29 (2): 10-25
- 8) Behm DG, Drinkwater EJ, Willardson JM, Cowley PM. “The use of instability to train the core musculature”. Appl Physiol Nutr Metab 2010; (35): 91-108
- 9) Richardson C, Jull G, Hodges P, Hides J. “Therapeutic exercise for spinal segmental stabilization in low back pain: scientific basis and clinical approach” . Edinburgh (NY): Churchill Livingstone 1999
- 10) Willson JD, Dougherty CP, Ireland ML, Davis IM. “Core stability and its relationship to lower extremity function and injury”. J Am Acad Orthop Surg 2005; 13(5): 316-325
- 11) Fig G. “Sport specific conditioning: strength training for swimmers – training the core”. Strenght Cond J 2005; 27(2): 40-42
- 12) Stephenson J, Swank AM. “Core training: desing a program for everyone”. Strenght Cond J 2004; 26(6): 34-37
- 13) Tse MA, McManus AM, Masters RS. “Development and validation of a core endurance intervention program: implications for performance in college-age rowers”. J Strenght Cond Res 2005; 19(3):547-552
- 14) Punjabi M. “The stabilizing system of the spine, pat 1: function, dysfunction, adaptation and enhancement”. J Spinal Disord 1992; 5:383-389

- 15) McGill SM. "Low back stability: from formal description to issues for performance and rehabilitation". *Exerc Sport Sci Rev* 2001; 29(1): 26-31
- 16) Bergmark A. "Stability of the lumbar spine: a study in mechanical engineering". *Acta Orthop Scand Suppl* 1989; 230:1-54
- 17) Gibbons SGT, Comerford MJ. "Strenght versus stability: part 1: concept and terms". *Orthop Div Review* 2001; march/april: 21-27
- 18) McGill SM, Grenier S, Kavcic N, Cholewicki J. "Coordination of muscle activity to assure stability of the lumbar spine". *J Electromyogr Kinesiol* 2003; 13:353-359
- 19) Hodges PW, Richardson CA. "Contraction of the abdominal muscle associated with movement of the lower limb". *Phys Ther* 1997; 77(2):132-144
- 20) Hodges PW, Richardson CA. "Feedforward contraction of transversus abdominis is not influenced by the direction of arm movement". *Exp Brain Res* 1997; 114(2):362-370
- 21) Hodges PW, Richardson CA."Altered trunk muscle recruitment in people with low back pain with upper limb movement at different speed". *Arch Phys Med Rehabil* 1999; 80(9):1005-1012
- 22) Hides JA, Richardson CA, Jull GA. "Multifidus muscle recovery is not automatic after resolution of acute, first episode low back pain". *Spine* 1996; 21:2763-2769
- 23) Hodges PW. "Core Stability exercise in chronic low back pain". *Orthop Clin N Am* 2003; 34: 245-254
- 24) O'Sullivan PB, Beales DJ, Beetham JA et al."Altered motor control strategies in subjects with sacroiliac joint pain during the active straight-leg-raise test". *Spine* 2002; 27:E1-8
- 25) Nadler SF, Malanga GA, DePrince M, Stitik TP, Feinberg JH. "The relationship between lower extremity injury, low back pain, and hip muscle strength in male and female collegiate athletes". *Clin J Sport Med* 2000; 10:89-97
- 26) Nadler SF, Malanga GA, Feinberg JH, Prybicien M, Stitik TP, DePrince M."Relation between hip muscle imbalance and occurrence of low back pain in collegiate athletes: a prospective study". *Am J Phys Med Rehabil* 2001; 80:572-577
- 27) Zattara M, Bouisset S. "Posturo-kinetic organization during the early phase of voluntary limb movement". *J Neurol Neurosurg Psychiatry* 1988; 52: 956-965
- 28) Van Ingen Schenau GJ, Bobbert MF, Rozenthal RH."The unique action of bi-articulate muscles in complex movements". *J Anatom* 1987; 155:1-5
- 29) Kebatse M, McClure P, Pratt N."Thoracic position effect on shoulder range of motion, strength, and 3-D scapular kinematic". *Arch Phys Med Rehabil* 1999; 80: 945-950

- 30) Stanton R, Reaburn PR, Humphries B."The effect of short term swiss ball training on core stability and running economy". J Strenght Cond Res 2004; 18(3): 522-528
- 31) Myer GD, Ford KR, Palumbo JP et al."Neuromuscular training improves performance and lower extremity biomechanics in female athletes". J Strenght Cond Res 2005; 19 (1):51-60
- 32) Cosio-Lima LM, Reynolds KL, Winter C et al."Effects of a physioball and conventional floor exercises on early phase adaptations in back and abdominal core stability and balance in women". J Strenght Cond Res 2003; 17:721-725
- 33) Scibek J, Guskiewicz KM, Prentice WE et al." The effects of a core stabilization training on functional performance in swimming". Master's Thesis, University of North Carolina, Chapel Hill, 2001
- 34) Nesser TW, Huxel KC, Tincher JL, Okada T." The relationship between core stability and performance in division I football players". J Strength Cond Res 2008; 22(6):1750-4
- 35) Sato K, Mokha M. "Does core strength training influence running kinetics, lower-extremity stability, and 5000-M performance in runners?". J Strength Cond Res 2009; 23(1):133-40
- 36) Lehman GJ, "Resistance training for performance and injury prevention in golf". J Can Chiropr Assoc 2006; 50(1): 27-42
- 37) Comerford MJ. "Performance stability, module 1: stability for performance. Course 1: core stability concepts". Ludlow: Comerford e performance stability 2007
- 38) Vezina MJ, Hubley-Kozey CL. "Muscle activation in therapeutic exercise to improve trunk stability". Arch Phys Med Rehabil 2000; 81(10):1370-1379
- 39) Sahrmann S." Diagnosis and treatment of movement impairment syndromes". T Louis: Mosby; 2002
- 40) Davidson KL, Hubley-Kozey CL."Trunk muscle responses to demands of an exercise progression to improve dynamic spinal stability". Arch med Phys Rehabil 2005; 86(2): 216-223
- 41) McGill SM."Low back disorders: evidence-based prevention and rehabilitation". Champaign (IL); Human Kinetics, 2002
- 42) Hodges PW. "Is there a role for transversus abdominis in lumbo-pelvic stability?". Man Ther 1999; 4(2):74-86
- 43) Cresswell AG."Responses of intra-abdominal pressure and abdominal muscle activity during dynamic trunk loading in man". Eur J Appl Physiol Occup Physiol 1993; 66(4):315-320
- 44) Cordo PJ, Nashner LM."Properties of postural adjustments associated with rapid arm movement". J Neurophysiol 1982; 47(2):287-302

- 45) Leetun DT, Irelan ML, Willson JD et al. "Core stability measure as risk factors for lower extremity injury in athletes". *Med Sci Sports Exerc* 2004; 36(6):189-198
- 46) Lee D. "The pelvic girdle" 2nd ed. London: Churchill Livingstone 1999
- 47) Staron RS, Karapondo DL, Kraemer WJ et al. "Skeletal muscle adaptations during early phase of heavy resistance training in men and women". *J Appl Physiol* 1994; 76:1247-1255
- 48) Cholewicki J, VanVliet JJY. "Relative contribution of trunk muscles to the stability of the lumbar spine during isometric exertions". *Clin Biomech (Bristol, Avon)* 2002; 17(2):90-105
- 49) Jeng S. "Lumbar spine stabilization exercise". *Hong Kong J Sport Med Sports Sci* 1999; 8:59-64
- 50) Arokoski JP, Valta T, Kankaanpaa M et al. "Back and abdominal muscle function during stabilization exercises". *Arch Phys Med Rehabil* 2001; 82(8):1089-1098
- 51) Pollock ML, Leggett SH, Graves JE et al. "Effect of resistance training on lumbar extension strength". *Am J Sport Med* 1989; 17(5):624-629
- 52) Behm DG, Anderson KG, Curnew RS. "Muscle force activation under stable and unstable conditions". *J Strength Cond Res* 2002; 16 (3): 416-422
- 53) Saal JA, Saal JS. "Nonoperative treatment of herniated lumbar intervertebral disc with radiculopathy: an outcome study". *Spine* 1989; 14 (4):431-437
- 54) Caraffa A, Cerulli G, Proietti M, Aisa G Rizzu A. "Prevention of anterior cruciate ligament injuries in soccer: a prospective controlled study of proprioceptive training". *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc* 1996; 4:19-21
- 55) Roetert PE. "3D balance and core stability". In: Foran B, editor 2001 ; *High Performance sports conditioning: modern training for ultimate athletic development*. Champaign (IL), Human Kinetics
- 56) Jeffrey I. "Developing a progressive core stability program". *Strength Cond J* 2002; 24(5):65-66
- 57) Cusi M, Juska-Butel CJ, Garlick D et al. "Lumbopelvic stability and injury profile in rugby union players". *NZ J Sports med* 2001; 29:14-18
- 58) Nadler SF, Malanga GA, Bartoli LA et al. "Hip muscle imbalance and low back pain in athlete: influence of core strengthening". *Med Sci Sports Exerc* 2002; 34(1):9-16
- 59) Behm DG, Leonard AM, Young WB, Bonsey WA, MacKinnon SN. "Core muscle electromyographic activity with unstable and unilateral lifts". *J Strength Cond Res* 2005; 19(1): 193-201
- 60) Anderson KG, Behm DG. "Maintenance of EMG activity and loss of force output with instability". *J Strength Cond Res* 2004; 18(3): 637-640

- 61) Anderson KG, Behm DG. "Trunk muscle activity increases with unstable squat movements". *Can J Appl Physiol* 2005; 30(1):33-45
- 62) Behm DG, Wahl MJ, Button DC, Power KE, Anderson KG. "Relationship between hockey skating speed and selected performance measures". *J Strength Cond Res* 2005; 19(2):326-331
- 63) Drinkwater EJ, Pritchett EJ, Behm DG. "Effect of instability and resistance on unintentional squat lifting kinetics". *Int J Sports Physiol Perform* 2007; 2(4):400-413
- 64) Hamlyn N, Behm DG, Young WB. "Trunk muscle activation during dynamic weight-training exercises and isometric instability activities". *J Strength Cond Res* 2007; 21(4):1108-1112
- 65) Nuzzo JL, McCaulley GO, Cormie P, Cavill MJ, McBride JM. "Trunk muscle activity during stability ball and free weight exercises". *J Strength Cond Res* 2008; 22(1): 95-102
- 66) Wahl MJ, Behm DG. "Not all instability training devices enhance muscle activation in highly resistance trained individuals". *J Strength Cond Res* 2008; 22(4):1360-1370
- 67) Marshall P, Murphy BA. "Changes in muscle activity and perceived exertion during exercises performed on and off a swiss ball". *Appl Physiol Nutr Metab* 2006; 31(4):376-383
- 68) Marshall P, Murphy BA. "Increased deltoid and abdominal muscle activity during swiss ball bench press". *J Strength Cond Res* 2006; 20(4):745-750
- 69) Norwood JT, Anderson GS, Gaetz MB, Twist PW. "Electromyographic activity of the core stabilizer during stable and unstable bench press". *J Strength Cond Res* 2007; 21(2):343-347
- 70) McBride JM, Cormie P, Dean R. "Isometric squat force output and muscle activity in stable and unstable conditions". *J Strength Cond Res* 2006; 20(4):915-918
- 71) Willardson JM, Fontana F, Bressel E. "Effect of surface stability on core muscle activity for dynamic resistance exercises". *Int J Sports Physiol Perform* 2009; 4:97-109
- 72) Behm DG, Anderson KG. "The role of instability with resistance training". *J Strength Cond Res* 2006; 20(3):716-722
- 73) Cressey EM, West CA, Tiberio DP, Kreamer WJ, Maresh CM. "The effects of ten weeks of lower-body unstable surface training on markers of athletic performance". *J Strength Cond Res* 2007; 21(2): 561-567
- 74) Goodman CA, Pearce AJ, Nicholes CJ, Gatt BM, Fairweather IH. "No difference in 1 RM strength and muscle activation during the barbell chest press on a stable and unstable surface". *J Strength Cond Res* 2008; 22(1):88-94
- 75) Lehman GJ, MacMillan B, MacIntyre I, Chivers M, Flutter M. "Shoulder muscle activity during push up variations on and off a swiss ball". *Dyn Med* 2006; Jun 9, 5:7

- 76) Lehman GJ, Gordon T, Langley J, Pemrose P, Tregaskis S."Replacing a swiss ball for an exercise bench causes variable changes in trunk muscle activity during upper limb strength exercises". *Dyn Med* 2005; Jun 3, 4:6
- 77) Lehman GJ, Hoda W, Oliver S."Trunk muscle activity during bridging exercises on and off a swiss ball". *Chiropr Osteopat* 2005; Jul 30, 13:14
- 78) Lehman GJ."An unstable support surface is not a sufficient condition for increases in muscle activity during rehabilitation exercise". *J Can Chiropr Assoc* 2007; 51(3): 139-143
- 79) Drake JD, Fischer SL, Brown SH, Callaghan JP. "Do exercise balls provide a training advantage for trunk extensor exercises?A biomechanical evaluation". *J Manipulative Physiol Ther* 2006; 29(5):354-362
- 80) Vera-Garcia FJ, Grenier SG, McGill SM."Abdominal muscle response during curl-ups on both stable and labile surfaces". *Phys Ther* 2000;80: 564-569
- 81) Vera-Garcia FJ, Elvira JL, Brown SH, McGill SM 2007. "Effect of abdominal stabilization maneuvers on the control of spine motion and stability against sudden trunk perturbations". *J Electromyogr Kinesiol* 2007; 17(5): 556-567
- 82) Mori A."Electromyographic activity of selected trunk muscles during stabilization exercises using a gym ball". *Electromyogr Clin Neurophysiol* 2004; 44:57-64
- 83) Sternlicht E, Rugg S, Fujii LL, Tomomitsu LL, Seki MM."Electromyographic comparison of a stability crunch with a traditional crunch". *J Strengh Cond Res* 2007; 21(2):506-509
- 84) Duncan M."Muscle activity of the upper and lower rectus abdominis during exercises performed on and of a swiss ball". *J Bodyw Mov Ther* 2009;doi:10.1016/2008.11.008
- 85) Kornecki S, Kebel A, Siemienski A. "Muscular cooperation during joint stabilization, as reflected by EMG". *Eur J Appl Physiol* 2001; 85:453-461
- 86) Holtzmann M, Gaetz M, Anderson G."EMG avtivity of trunk stabilizers during stable and unstable push-ups". *Can J Appl Physiol* 2004; 29:S55
- 87) Clark EM, Holt LE, Sinyard J. "Electromyographic comparison of the upper and lower rectus abdominis during abdominal exercises". *J Strengh Cond Res* 2003; 17(3):475-483
- 88) Marshall P, Murphy BA."Core stability exercises on and off a swiss ball". *Arch Phys Med Rehabil* 2005; 86:242-249
- 89) Stevens VK, Bouche KG, Mahieu NM, Coorevits PL et al. "Trunk muscle activity in healthy subjects during bridging stabilization exercises". *BMC Muscoskelet Disord* 2006; 7:75
- 90) Moreside JM, Vera-Garcia FJ, McGill SM. "Trunk muscle activation patterns, lumbar compressive forces and spine stability when using the bodyblade". *Phys Ther* 2007; 87(2):1-7

- 91) Bressel E, Willardson JM, Thompson B, Fontana F. "Effect on instruction, surface stability and load intensity on trunk muscle activity". *J Electromyogr Kinesiol* 2008; doi: 10.1016/j.jelekin.2008.10.006
- 92) Konrad P, Schmitz K, Denner A. "Neuromuscular evaluation of trunk-training exercises". *J Athl Train* 2001; 36:109-118
- 93) Sternlicht E, Rugg S. "Electromyographic analysis of abdominal muscle activity using portable abdominal devices and a traditional crunch". *J Strength Cond Res* 2003; 17:463-468
- 94) Escamilla RF, Babb E, DeWitt R, Jew P, Kelleher P et al. "Electromyographic analysis of traditional and nontraditional abdominal exercises: implications for rehabilitation and training". *Phys Ther* 2006; 86(5): 656-671
- 95) Sarti MA, Monfort M, Fuster MA, Villaplana LA. "Muscle activity in the upper and lower rectus abdominis during abdominal exercises". *Arch Phys Med Rehabil* 1996; 77:1293-1297
- 96) McGill SM, Juker D, Kropf P."Appropriately placed surface EMG electrodes reflect deep abdominal muscle activity (Psoas, Quadratus Lumborum, Abdominal Wall) in the lumbar spine" *J Biomech* 1996; 29(11):1503-1507
- 97) Juker D, McGill SM, Kropf P."Quantitative intramuscular myoelectric activity of lumbar portions of psoas and the abdominal wall during a wide variety of tasks". *Med Sci Sport Exerc* 1998; 30(2):301-310
- 98) Lehmann GJ, McGill SM."Quantification of the differences in EMG activity magnitude between the upper and lower portions of the rectus abdominis during selected trunk exercises". *Phys Ther* 2001; 81(5):1096-1101
- 99) DeLuca CJ."The use of surface EMG in biomechanics". *J Appl Biomech* 1996;13:135-163
- 100) Konrad P. "The ABC of EMG". Noraxon INC. 2005
- 101) Youdas JW, Guck BR, Hebrink RC, Rugotzke JD, Madson TJ, Hollman JH. "An electromyographic analysis of the Ab-Slide exercise, abdominal crunch, supine double leg thrust, and side bridge in healthy young adults: implications for rehabilitation professionals". *J Strength Cond Res*. 2008 Nov;22(6):1939-46
- 102) Vera-Garcia FJ, Flores-Parodi B, Elvira JL, Sarti MA."Influence of curl-up speed on muscular recruitment". *J Strength Cond Res* 2008; 22(3):684-690
- 103) Merletti R. "Standards for reporting EMG data". *J Electromyogr Kinesiol*. 1999;9:iii-iv
- 104) Ng JK, Kippers V, Richardson CA. "Muscle fibers orientation of abdominal muscle and suggested surface EMG electrode positions". *Electromyogr Clin Neurophysiol* 1998; 38:51-58

- 105) Stokes, IAF, Henry SM, Single RM. "Surface EMG electrodes do not accurately record from lumbar multifidus muscles". Clin Biomech 2003; 18:9-13
- 106) Vera-Garcia FJ, Moreside JM, McGill SM. "MVC techniques to normalize trunk muscle EMG in healthy women". J Electromyogr Kinesiol 2008; 20(1):10-16
- 107) Moreside JM, Vera-Garcia FJ, McGill SM. "Neuromuscular independence of abdominal wall muscles as demonstrated by middle-eastern style dancers". J Electromyogr Kinesiol. 2008;18(4):527-37
- 108) "Barnett F, Gilleard W."The use of lumbar stabilization techniques during the performance of abdominal strengthening exercise variations". J Sport Med Phys Fitness 2005; 45(1):38-43
- 109) Biering-Sorensen F. "Physical measurement as risk indicators for low back trouble over a one-year period". Spine 1984; 9:106-119
- 110) Robinson RH, Gribble PA. " Support for a reduction in the number of trials needed for the star excursion balance test." Arch Phys Med Rehabil. 2008 Feb;89(2):364-70.
- 111) Kinzey SJ, Armstrong CW. "The reliability of the star-excursion test in assessing dynamic balance." - J Orthop Sports Phys Ther. 1998 May;27(5):356-60.
- 112) Gribble PA, Hertel J, Piegaro AB." Consideration for normalization of measures of the Star Excursion Balance Tests". Measure Phys Educ Exer Sci 2003;7:89-100