

Alma Mater Studiorum – Università di Bologna

DOTTORATO di RICERCA

DISCIPLINE delle ATTIVITA' MOTORIE
e SPORTIVE

Ciclo XXI

Settore/i scientifico disciplinari di afferenza: M-EDF/01

*Lo squat test per la valutazione
funzionale dello sportivo: analisi
qualitativa*

Presentata da: Dott. DIEGO RONDINI

Coordinatore Dottorato

Prof. Salvatore Squatrito

Relatore

Dott. ANDREA CECILIANI

Esame finale anno 2008

Indice

Introduzione	3
1.0 La postura	4
1.1 Il legame tra la postura e il gesto atletico	4
1.2 Il lavoro posturale come prevenzione	8
1.3 La catena posturale miofasciale	14
2.0 Lo Squat	20
2.1 Tipologia d'esercizio	20
2.2 Indicazioni d'impiego dello squat	23
2.3 L'esecuzione corretta squat e le problematiche dello squat	28
2.4 Posizione dei piedi	28
2.5 Angoli delle ginocchia	32
2.5 Flessione del tronco	37
2.6 Posizione dello sguardo	39
2.7 Sovraccarico: peso e posizione	40
3.1 Principi base	45
3.2 Modalità esecutive	46
Posizione 1-A	46
Posizione 2-B	47
Posizione 3-C	48
Posizione 4-D	48
Posizione 5-E	49
4.0 Squat test nella pratica sportiva	51
4.1 L'uso dello "Squat Test" nella preparazione atletica	55
5.0 Motivazioni delle scelte del protocollo	70
6.0 Analisi quantitativa dello squat test	73
Scopo	73
Materiale e metodi	73
Attrezzatura	74
Protocollo sperimentale	75
Analisi dati	77
Variabili analizzate	77
Risultati	79
Conclusioni	96
7.0 Riscontri pratici nell'uso del test	104
7.1 Condizionamento Organico	104
7.2 Tipologia di esecuzione	104
7.3 Posizioni	105
7.4 Posizione piedi	105
7.5 Indicatori	105
Bibliografia	108

Introduzione

La decisione di intraprendere questo studio sulla valutazione funzionale dell'atleta, è frutto di un'attenta ricerca bibliografica, sia in ambito scientifico che sportivo, in merito all'utilizzo dello squat test come strumento di prevenzione rispetto al rischio di infortuni nello sportivo praticante.

Rispetto alle tendenze passate, orientate soprattutto sullo sviluppo delle capacità condizionali del giocatore, oggi giorno ci si sta sempre più spostando sulla prevenzione attraverso la valutazione di possibili alterazioni, discinesie, problemi posturali che potrebbero nel futuro ledere l'integrità degli atleti. L'aumento degli infortuni e la difficoltà nel recupero ottimale dei soggetti, ha provocato l'introduzione, negli staff delle società sportive, di nuove figure come il posturologo, l'osteopata, che si aggiungono a quelle del medico, del preparatore atletico e del fisioterapista. Spesso tali figure si assommano in un'unica persona, in genere il preparatore atletico. In altri casi, facciamo riferimento alle società minori o alle serie minori, tali figure sono coperte dal preparatore atletico senza una particolare preparazione nei nuovi ambiti. In particolare, il presente studio vuole fornire ai preparatori atletici indicazioni scientificamente vagliate, che possano guidare l'identificazione di indicatori utili a valutare con buona efficacia, lo stato funzionale del singolo atleta.

L'obiettivo appena declamato, deriva proprio dallo studio della bibliografia da cui emerge una lacuna in merito ai test posturali di tipo dinamico, che possano collegarsi alle attività di preparazione atletica e performance realizzati in ambito sportivo. Questo studio vuole fornire un contributo tendente a colmare parte di questo vuoto per la valutazione dell'atleta a scopo preventivo.

1.0 La postura

1.1 Il legame tra la postura e il gesto atletico

Lo studio della postura è un ambito complesso in quanto coinvolge molti campi (medico, sociale, psicologico, prestativo) e, soprattutto, viene influenzato da molteplici fattori, sia fisici che relazionali, che hanno ricadute sul movimento e sulle attività che svolgiamo.

Possiamo sintetizzare il costrutto di postura con le parole di Kendall (2005): *disposizione delle parti del corpo. Una buona postura è quello stato di equilibrio muscolare e scheletrico che protegge le strutture portanti del corpo da una lesione o da una deformazione progressiva malgrado la posizione in cui queste strutture lavorano od oppongono resistenza.*”

Nell'esplorazione dell'ambito posturale e del suo legame con il movimento, introduciamo il concetto di capacità cinetico-posturale (PKC) che viene definita come la capacità di reagire, compensandole, alle perturbazioni posturali e limitarne l'effetto negativo sulla stabilità del corpo (Bouisset & Zattara, 1983). Tale capacità sembra dipendere, sostanzialmente,

dall'integrazione delle informazioni somatosensoriali, visive e vestibolari (Massion, 1994). Tale meccanismo è stato descritto essere un processo dinamico o del pendolo inverso (Fig. 1, Bricot, 1999) che dipende dalla mobilità delle catene posturali (Buisset e Le Bozec, 2002).

A partire dagli studi di Aggashyan (1972) sull'influenza della respirazione e del battito cardiaco, molteplici sono, oggi, i fattori riconosciuti come causa della rigidità muscolare locale e

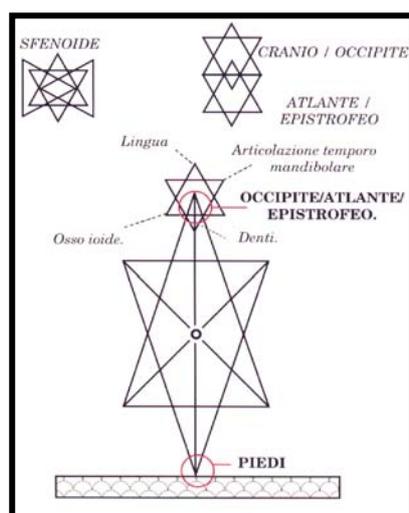


Figura 1-Schema del pendolo inverso. Bricot, 1999

generale sulle catene posturali: problemi visivi, occlusali, respiratori,

cardiocircolatori, podalici (Grimstone, 2003; Hamaoui, 2004, 2007). Di fatto le compensazioni anche piccole, assunte dal soggetto, tendono a incrementare la rigidità della catena posturale e con essa, a determinare un assetto scorretto nell'equilibrio generale della postura che, prima o poi, sfocia in patologie articolari e tendinee (Fig.2, Bricot, 1999). Il trattamento riabilitativo, per la rigidità muscolare di tutta la catena posturale, può essere

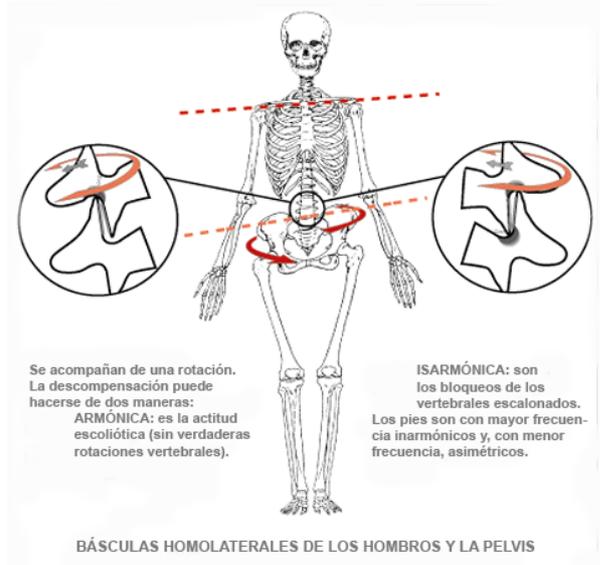


Figura 2-Compenso causate dalle rotazioni di spalle e bacino, con conseguenza di bloccaggi vertebrali

considerata una strategia rilevante nella cura della funzione di equilibrio (Hamaoui, 2004) perché una qualsiasi rigidità muscolare, anche locale, influisce sulla stabilità di tutta la catena posturale (Hamaoui, 2007). Non basta prestare attenzione ai muscoli motori principali (punto focale della catena) e al segmento che effettua il movimento perché tutti i segmenti, e quindi anche gli altri muscoli della catena, sono coinvolti (Lino, 1995; Bouisset, 2000). Dunque il problema è molto più complesso, rispetto alla determinazione della causa che provoca i compensi posturali che sfociano in un reale punto di dolore, perché evidenzia come la PKC sia fortemente dipendente dalla mobilità funzionale dell'intera catena posturale (Le Bozec, 2004): se la mobilità della catena posturale è limitata, per un qualsiasi motivo, un minor numero di segmenti posturali può aiutare la realizzazione del movimento principale e, di conseguenza, la prestazione.

Un secondo problema è legato ad aggiustamenti inconsapevoli (reazione equilibratrice o compensazione) da parte del soggetto (Kantor, 2001) che rendono problematica la comprensione del disequilibrio in atto e le conseguenti compensazioni attuate nella ricerca dell'omeostasi. Tali compensazioni, infatti, possono essere garantite da feedback diversi legati al

sistema senso motorio (visivi, vestibolari, cutanei, propriocettivi) che innescano aggiustamenti posturali automatici (Frank, 1990) tendenti a rendere più stabile la postura incrementando la base di supporto e bloccando le articolazioni, per limitare le oscillazioni, attraverso l'irrigidimento muscolare. Tali strategie sono frequenti negli atleti così come tra le persone normali e sono riconducibili, come in parte già anticipato, a tre specifici processi: reazione posturale (compensazione), preparazione posturale o stabilizzazione prima del movimento (Leroy, 2000) e accompagnamento posturale.

A tale proposito alcuni studi hanno esplorato gli effetti della specialità sportiva rispetto alla compensazione che ne deriva. Considerando che le cifosi sono le curve primarie, mentre le lordosi sono secondarie o compensatorie; le lordosi sono considerate atte ad assorbire le forze meccaniche, come il peso o improvvise forze esterne. Tale concetto può essere rimarcato nelle varie discipline sportive tanto da compensare l'assetto delle curve rachidee (Uetake, 1998):

- i corridori di mezzofondo, fondo e sprint, presentano maggiore cifosi rispetto alla media;
- i non atleti presentano minor lordosi, rispetto alla media;
- i bodybuilders presentano maggior cifosi e minor lordosi, rispetto alla media;
- i calciatori presentano minor cifosi, rispetto alla media;
- i praticanti kendo, presentano cifosi e lordosi nella media.

I corridori mostrano una profonda forma a S delle curvature rachidee. Per correre bene, un atleta deve mantenere una considerevole estensione dell'articolazione dell'anca e una forte spinta sul terreno. Già Abitol (1987) notò che gli individui possono effettivamente estendere l'articolazione dell'anca quando assumono la posizione con la parte alta del corpo e la pelvi

inclinate avanti. Gracovetsky (1990) sostiene che il rachide non è una colonna di supporto passiva sostenuta dalle gambe, piuttosto è il motore primario delle pelvi di cui le gambe seguono e amplificano il movimento. Se la parte superiore del corpo è estesa e la pelvi è inclinata avanti, l'entità della lordosi diverrà più profonda come conseguenza. La forma a S del rachide è adattata al tipo di forze che devono essere assorbite durante il compito motorio, come, ad esempio, la forza di reazione all'appoggio (White and Malone, 1990). In questo senso, è ragionevole che i corridori, saltatori, praticanti kendo e lanciatori, abbiano curve profonde mentre nuotatori, bodybuilders, velisti e non atleti abbiano curve poco profonde (Uetake, 1998). In conclusione, Uetake sostiene che le curvature vertebrali degli sportivi hanno una struttura distintiva che è, anche, relativa al tipo di disciplina.

I ballerini professionisti e i ginnasti, ad esempio, sono molto più stabili e meno dipendenti dalla visione per il controllo posturale rispetto a non allenati (Golomer et al. 1999; Vuillerme et al. 2001), in pratica allenano abilità speciali che stimolano la propriocezione rispetto agli altri canali di controllo posturale. L'allenamento specifico dei pattinatori, dopo 10 settimane di programma, produce miglioramenti nel controllo posturale sull'asse medio-laterale e antero posteriore

(Kovacs, 2004). Già Singer (1970) affermava che i ginnasti e gli sciatori d'acqua, fossero superiori nei compiti di equilibrio rispetto ai non atleti, così come i giocatori di football, di basket e baseball. Mesure et al. (1992) sostenevano l'effetto positivo dell'allenamento atletico sul controllo posturale.

1.2 Il lavoro posturale come prevenzione

Un controllo insufficiente dell'equilibrio è considerato un fattore di rischio per gli infortuni in vari sport (McGuine et al, 2000; Watson, 1983; Tropp et al, 1984) anche se, altri autori, sostengono che viceversa un'eccessiva sicurezza nel controllo dell'equilibrio può divenire un fattore a rischio oppure, altri autori ancora, sostengono che non vi siano correlazioni tra equilibrio e rischio di infortuni (Soderman et al, 2001; Aredent et al, 1995).

Il panorama bibliografico, dunque, appare anche contraddittorio ma, nella maggioranza dei lavori, pur dispersivi rispetto agli obiettivi perseguiti, viene riconosciuta l'importanza della postura, sia nel mancato controllo che nell'iper-controllo, nella casistica degli infortuni sportivi.

L'equilibrio è una delle manifestazioni della postura che, comunque, se caratterizzato da un'elevata oscillazione è collegato ad infortuni delle caviglie (McGuine, 2000). Buchana (2005) sostiene che un male allineamento del piede conduce a movimenti compensatori che possono sfociare, in via ultima, in infortunio. Ogni deviazione dalla posizione corretta, sia valgo che varo, deve essere considerata abnorme e portatrice di movimento abnormale e, dunque, suscettibile d'infortuni. Root et altri (1997) sostengono che gli individui con un allineamento varo possono compensare attraverso un'eccessiva pronazione della caviglia e, tale pronazione, è associata a patologie infortunistiche (Bennet et al, 2001; Powers et al, 1997; Sommer et al, 1995).

La moderna teoria della postura riconosce il piede come causativo ma anche come adattivo, dunque, le cause di male allineamento potrebbero essere dovute a compensazioni altre: visive, mastognatiche, vestibolari, cutanee, ecc. (Fig. 3, Bricot, 1999) Oggi è ormai riconosciuto, alla postura, un costrutto molto complesso che non può trovare più attenzione solo nel piede e nella sua corretta propriocezione. Un tempo l'educazione propriocettiva

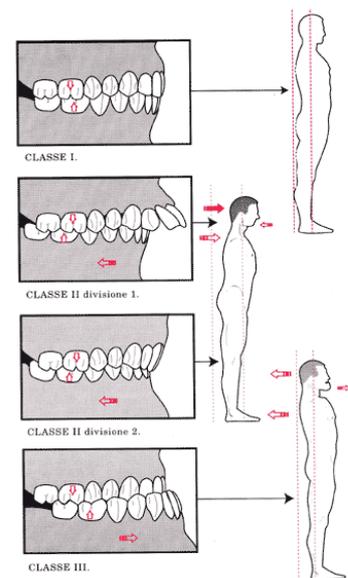


Figura 3-La posizione mandibolare condiziona la posizione cervico-scapolare

(o somatosensoriale secondo la dizione anglosassone) veniva relegata solo alla caviglia, pensando che il piede fosse il fondamentale responsabile di tutti i problemi di equilibrio posturale, oggi con le complesse connessioni tra apparati e postura e, soprattutto, con il concetto di catena miofasciale posturale, appare evidente che l'educazione posturale propriocettiva assume connotati molto più ampi e sistemici e deve tenere conto di tutti quei problemi posturali che, potendo insorgere in qualsiasi zona del corpo, hanno forzatamente effetto ultimo sul piede come tampone terminale di tutto il sistema posturale.

Dunque il male allineamento del piede non può essere considerato solo come dovuto a un piede causativo ma, nella maggior parte dei casi diviene il fulcro di risoluzione delle compensazioni superiori, essendo il tampone terminale di tutto il meccanismo posturale. Per tali motivi, anche se ancora in modo molto empirico, i preparatori atletici di vari sport, insieme a fisioterapisti, osteopati, svolgono analisi posturali. Queste analisi se svolte in modo costante e approfondito hanno un'azione preventiva verso l'insorgenza degli infortuni.

L'associazione tra sport e benessere è fortemente in crisi, già Watson (1983), in tempi lontani, sosteneva che alcune compensazioni posturali potevano essere associate con la pratica di certe discipline sportive.

La pratica sportiva, secondo alcuni autori (Kioumourtzoglou et al 1998; Paull, G. and Glencross, 1997) perfeziona l'uso di alcune dimensioni del sistema sensomotorio ma non viene chiarito, comunque, se la capacità di integrazione delle informazioni sensoriali, provenienti dai vari sistemi, possa essere modificata in situazioni di elevata difficoltà posturale come, ad esempio in ginnastica artistica (Vuillerme, 2001).

Tali studi sottolineano come il fatto di praticare sport, anche ad alto contenuto di equilibrio, non garantisce un miglioramento dei processi di controllo posturale e, dunque, si rafforza l'idea rispetto alla necessità di educare o rieducare l'atleta al controllo posturale.

La pratica sportiva, dunque, deve porre attenzione alla prevenzione posturale per evitare che sovraccarichi, o la pratica stessa della disciplina sportiva, inducano compensazioni negative rispetto

all'equilibrio posturale e aprano il campo al rischio di infortuni. La deviazione dell'allineamento corporeo (Fig.4), probabilmente, dipende dall'eccessivo sviluppo di certi gruppi muscolari in relazione sia al tipo di allenamento che alla partecipazione alla gara,



Figura 4-Gesto tecnico del bagher nel gioco della pallavolo , gesto ad alto rischio in caso di mancanza di allineamento del femore e della tibia, con conseguente sovraccarico dell'articolazione del ginocchio

come può essere confermato dallo studio di Powell (1986) dove è stato rilevato che gli infortuni alla schiena sono associati con la scoliosi, uno sviluppo muscolare asimmetrico, cifosi e scapole addotte.

Quindi questo studio ha prodotto evidenze nel collegare l'esistenza di difetti posturali e l'incidenza di certi infortuni nei giocatori irlandesi di football.

La relazione tra infortuni e difetti anatomici è stato riscontrato anche da Watson(1995) che sostiene come il male allineamento anatomico è riconosciuto come causa di infortunio da iper-uso reiterato nei corridori ma non negli sport di contatto, dove la variabilità del gesto è alla base della performance.

Oggi, più di allora, esiste una buona sensibilità, da parte degli allenatori, sull'analisi posturale individuale degli atleti in ragione della possibilità di tenerne conto per la pianificazione delle schede di allenamento. In aggiunta viene ora inserita anche una parte di allenamento posturale nella normale programmazione dell'allenamento.

Questo viene messo in enfasi dagli effetti che la fatica ha sul controllo posturale. La capacità di un soggetto di mantenere l'equilibrio decresce sotto sforzo (Lepers et al, 1997), i movimenti di gara, prolungati, costanti, rapidi e repentini, mettono in conflitto il sistemi sensoriali visivo (per la continua variazione del campo visivo) e vestibolare (per l'inerzia che altera i segnali otolitici e dei canali semicircolari). A conferma di ciò, in particolare nell'esecuzione dello squat, tema del nostro lavoro, Hay et al (1983) indicarono, già da tempo, che al crescere del sovraccarico utilizzato le compensazioni osservabili erano riferibili a una maggiore inclinazione avanti del tronco e a una minore escursione del movimento al ginocchio.

Dunque appare evidente la necessità di un'accurata educazione posturale propriocettiva, legata alla precisa percezione del corpo, della posizione dei suoi segmenti sia in situazione statica che dinamica (Davlin, 2004), che possa compensare il conflitto di segnali proveniente dagli altri sistemi. Entrambi i tipi di equilibrio richiedono l'integrazione di informazioni sensoriali provenienti dalla vista, dall'apparato vestibolare e dal sistema somatosensoriale (Shupert, Lindbland,& Leibowitz, 1983).

La vista potrebbe interpretare il continuo cambiamento del campo visivo come un'oscillazione mentre il sistema somatosensoriale e vestibolare non interpretano nello stesso modo il segnale. Dunque, il controllo posturale non può essere lasciato solo al controllo automatico ma, quanto meno, deve essere integrato in un sistema semi-automatico in cui l'attenzione del soggetto deve attivarsi per controllare lo status posturale. Di fatto già nel 1978 (Nashner e Berthoz) dimostrarono che in situazioni di normalità un

soggetto è più dipendente dalle informazioni somatosensoriali che non da quelle visive, nella correzione delle oscillazioni posturali. Ma anche nella corsa le informazioni somatosensoriali provenienti dagli arti inferiori giocano un ruolo determinante nel controllo posturale: contrazioni muscolari (concentriche ed eccentriche), recettori muscolari e tendinei, recettori cutanei della volta plantare.

Risulta evidente, dalle ricerche di Lepers (1997), che l'abilità di mantenere l'equilibrio in una situazione dinamica, viene alterata dal lavoro prolungato e dall'insorgenza della fatica. Queste alterazioni sono probabilmente dovute a una forma di adattamento al movimento, da parte dei centri nervosi integratori, causa l'iper-stimolazione degli input sensoriali durante l'attività che persiste anche nei momenti di recupero o pausa. I sistemi maggiormente stimolati, in tal senso, sono quello visivo e vestibolare e, dunque, risulta necessario un opportuno lavoro dell'apparato propriocettivo per ovviare a queste perturbazioni e mantenere il controllo posturale.

Gli studi sembrano suggerire che la differenza fondamentale, nel controllo posturale, è legata alle informazioni propriocettive (Vuillerme et al, 2001) mentre la sola vista non fa la differenza tra sportivi di diverse discipline e non sportivi. In particolare il controllo posturale diviene discriminante nei compiti specifici e non nei compiti posturali semplici, come la stazione eretta o la deambulazione. Così l'abilità maggiore, nel controllo posturale, soprattutto in sport raffinati come la ginnastica artistica, è proprio nella capacità di trarre vantaggio dalle informazioni cinestesiche che fanno la differenza nel controllo fine della postura. In assenza di tale capacità non si manifestano differenze significative tra chi fa sport e chi non lo pratica, la vista resta un sistema grossolano se isolata dagli input propriocettivi (Freeman, 1996). Dunque la consapevolezza cinestesica diviene un ambito di studio per il futuro nell'allenamento degli atleti e non solo di quelli impegnati in compiti tecnico-combinatori come i ginnasti (Vuillerme et al, 2001).

Anche l'asimmetria degli sportivi, legata al destrismo e mancinismo, può giocare un ruolo importante nei compensi posturali dovuti a sovraccarichi meccanici, in particolare sugli arti inferiori, legati all'esecuzione tecnica (Maupas et al 2002). Davids (2000) ha rilevato che la stabilità posturale è influenzata sia dalla mano dominante (lateralità) che dal livello di abilità. Lo sport, soprattutto nell'esercizio di tecniche dove prevale l'uso della mano dominante, esercita influenze perturbatrici sul controllo posturale dinamico e, indirettamente, sulla postura in generale.

Un altro elemento di valutazione di un buon controllo posturale è il Cop (centro di pressione), in relazione alla dimensione della sua area, più è piccola e migliore è la performance (Caron et al, 2000), o della sua velocità di spostamento (Assesman, 2004; Caron 2000).

1.3 La catena posturale miofasciale

La postura eretta è garantita da un incessante lavoro antigravitario che si oppone a tutte le modificazioni cui viene sottoposto il corpo nella continua ricerca dell'omeostasi, cioè l'atto di sfuggire al dolore attraverso compensazioni repentine rispetto a disequilibri posturali in atto.

Il moderno concetto di postura sostiene che l'alterazione dello status posturale, nel corpo umano, non riguarda solo la parte in cui la modificazione si innesca ma si ripercuote su tutto il sistema (Busquet, 2000; Struyf-Denis,



2000; Bricot, 1999) . Le deformazioni vengono compensate inizialmente, in modo inconsapevole modificando l'equilibrio di tutto il sistema e creando, a distanza, altre alterazioni che, prima o poi, sfoceranno in altri disturbi o, peggio, in traumi acuti. Quindi, secondo questo principio di protezione, anche i muscoli lontani dal punto di insorgenza del disequilibrio sono fortemente coinvolti nel processo di difesa.

Figura 5-Catena miofasciale Posteriore Mediale

Secondo tale concezione, dunque, tutto l'insieme muscolare si retrae per il dolore.

In tale assunto si cela la convinzione che la postura è un processo complesso, difficilmente confinabile ad un segmento corporeo o, peggio ancora, al piede che rappresenta il tampone terminale di tutto ciò che non funziona a partire dal piede e in tutte le regioni superiori.

A tale concetto si collega, quasi naturalmente, l'idea delle catene muscolari, cioè di un sistema miofasciale (Busquet, 2000; Struyf-Denis, 2000;



Figura 6-Catena miofasciale anteriore laterale

Bricot, 1999) che dal piede si porta fino al capo, e viceversa, e reagisce come un unico organo a tutte le deformazioni posturali legate alle compensazioni attuate dal soggetto in risposta agli adattamenti ambientali. Il tessuto connettivo (la fascia), lo dobbiamo pensare come un tessuto denso e irregolare che, di fatto, collega i motori muscolari in una unica struttura dinamica: la catena posturale.

Il tessuto fasciale costituisce l'elemento di continuità che collega i vari organi dando forma anche là dove questa non potrebbe essere, Varala e Frenk (1987) lo definivano l'organo della forma.

Nello stesso tempo la fascia, adattandosi alle richieste dei vari distretti corporei in cui svolge funzione connettiva, assume le caratteristiche più adeguate in riferimento agli organi che collega e unisce in modo olistico e sistemico. Sia l'iper-sollecitazione muscolare, generatrice di squilibri e rigidità (Bienfait, 1990), che traumi fisici, modificano la fascia che crea

addensamenti, perde elasticità e, dunque, altera la sua funzionalità correttiva ampliando il disequilibrio e creando un problema funzionale di tutto il sistema.

Dunque il concetto di catena miofasciale si riferisce a una struttura attiva che comprende e ingloba la muscolatura e muove lo scheletro osseo. Non è possibile, alla luce di ciò, considerare i muscoli come organi singoli e indipendenti, la loro azione, anche quando localizzata, si ripercuote sull'intera catena muscolare.

Il corpo, anche quando in situazione statica, è in stato di apparente immobilità in quanto si caratterizza per continue e impercettibili oscillazioni che richiedono un continuo lavoro muscolare. Questo continuo lavoro costante dei muscoli, può creare, se non equilibrato, le deformazioni e compensazioni che sono alla base della disfunzione posturale. Accade infatti, che i muscoli iper-sollecitati tendano alla iper-tonicità, alla rigidità e, infine, al raccorciamento (aumento della componente fibrosa a scapito di quella elastica). Questa retrazione muscolare, anche se locale, deve essere ridotta altrimenti, nel tentativo di riequilibrarsi, il soggetto comprimerà le articolazioni diminuendo il range di movimento delle articolazioni stesse. Poiché un muscolo irrigidito è indissociabile dalla catena alla quale appartiene, è facile intuire come un semplice eccesso di tono in alcuni muscoli esponga l'intera nostra struttura agli inconvenienti di un'usura maggiore del necessario associata ad un maggiore rischio verso gli infortuni. Iper-tonicità, rigidità e raccorciamento miofasciale sono i primi responsabili nell'alterazione della naturale morfologia corporea e, conseguentemente, della sua funzionalità.

Tali strutture stanno salendo alla ribalta in questi anni in relazione all'elevata attenzione che lo sport sta dedicando agli infortuni degli atleti. Fino ad ora gli studi erano mirati, fondamentalmente, alla biomeccanica dei muscoli fasici, quelli superficiali, quelli che garantiscono la motricità più ampia e veloce. Tali muscoli, detti anche dinamici, sono più ampi e nascondono lo status dei muscoli più profondi, quelli tonici, che garantiscono l'equilibrio

posturale. Proprio questi ultimi, detti anche muscoli statici, hanno il compito di “drizzare” il nostro corpo verticalmente, un segmento sull’altro e, se per qualche motivo sono ipertonici, accorciandosi sono in grado di portarci facilmente fuori asse, cosa che può arrivare a compromettere le funzioni degli organi interni.

I muscoli tonici, più profondi, difficilmente percepibili, regolati dai processi autonomi, risultano di difficile controllo (questo è senz’altro vero per alcuni aspetti delle loro funzioni, quelle necessariamente automatiche come il controllo dell’equilibrio e della postura). Inoltre sono fortemente influenzati, la postura ne è un esempio, dai processi di reazione alle emozioni (processi soggettivi, in quanto dipendono oltretutto dal valore che diamo a quell’esperienza, dalla valutazione che ne facciamo). I muscoli statici sono quelli che, lavorando sempre e comunque, mantengono un tono stabile. Il tono muscolare appare essere quindi anche correlato a quello che potremmo definire “tono emozionale” di una persona. Ad esempio, una persona “sempre in tensione” dal punto di vista emotivo lo sarà facilmente anche dal punto di vista muscolare.

In tal senso esiste la possibilità di apprendere attitudini e abitudini posturali che nel tempo, grazie ai meccanismi legati ai fusi neuromuscolari, si automatizzano in schemi innaturali che portano a disfunzioni posturali. Tali disfunzioni, spesso minime, impercettibili, caratterizzate da compensazioni, sfociano prima o poi in disturbi posturali cronici e predispongono a traumi articolari o muscolari.

La scoperta di cellule lisce (Yahia et al. 1993, Staubesant e Li 1997, Staubesant et al. 1997) e terminazioni nervose vegetative (Pischinger 1991, Barnes 1997), suggerisce la possibile esistenza di fibre nervose intra-fasciali, cioè la presenza di circuiti di controllo intra-fasciale autonomo che possano regolare una sorta di *pre-tensione fasciale*, indipendente dal tono muscolare,

che interverrebbe quale ulteriore sistema accessorio di regolazione per incrementare il tono muscolare.

Un esempio lo si potrebbe fare con il tono della muscolatura statica, una volta consolidato, si mantiene da sé, e affinché il tono possa variare è necessario un intervento mirato e specifico. (<http://www.centrostudikeiron.it>).

Uno degli aspetti emergenti del controllo posturale, è l'educazione alla consapevolezza rispetto al controllo posturale e delle catene miofasciali. Intenzionalità e coscienza sono attualmente considerate dipendenti dal grado di allenamento verso la percezione e il controllo di dette strutture. Allo stesso tempo, non si può essere coscienti di qualcosa, tanto meno controllarla, senza prima averla "sentita", cioè resa consapevole attraverso un'adeguata educazione propriocettiva che, inizialmente diretta al piede, considerato erroneamente il fulcro di tutti gli squilibri, si sta allargando a tutta la catena miofasciale posturale. Le attuali tecniche sono mirate, appunto, ad esercitare l'intenzione basata su: ascolto, consapevolezza e presenza.

Sempre un maggior numero di studi, affermano la necessità di riprogrammare le catene posturali e, in particolare quella posteriore, soprattutto nella porzione del tronco (Gregory et al, 2005). Infatti la stabilità del rachide appare importante nella prevenzione ma anche nel trattamento degli infortuni. Il riequilibrio, però, è ora realizzato attraverso la riprogrammazione posturale globale basata sull'allungamento delle catene contratte più che non sulla tonificazione di quelle allungate. Quest'ultima pratica, infatti, non fa che aumentare il carico di compressione sul rachide (Norman et al, 1998) e non risolve né la situazione di disequilibrio posturale, né il problema dei dolori alla schiena. Giocando invece sul meccanismo propriocettivo, si tende ad allungare le parti, o le catene, accorciate e, automaticamente, si ottiene la tonificazione anche di quelle allungate. La stabilizzazione della colonna vertebrale, in sintesi, può essere ottenuta

attraverso la co-attivazione riflessa dei muscoli antagonisti (Cholewicki et al, 1997; Gardner & Stokes., 1998).

2.0 Lo Squat

Questo capitolo è dedicato all'introduzione dello Squat, per capire che tipologia di esercizio è, quali strutture coinvolge e con quali applicazioni si trovi nel mondo sportivo.

2.1 Tipologia d'esercizio

“Lo Squat dinamico è classificato un esercizio a catena cinetica chiusa¹, è utilizzato comunemente ed appropriatamente nella riabilitazione delle ginocchia” (Escamilla R.F., 2000). Già da questa definizione possiamo evincere la complessità dell'esercizio, perché viene definito 'catena cinetica' e migrando il termine dalla fisica si ottiene che è 'un sistema composto da segmenti rigidi uniti tramite giunzioni mobili definite snodi'. Il metro a stecche, quello da muratore, è l'esempio più comprensivo e calzante che si possa fare per assimilare il concetto di catena cinetica. Il nostro organismo è composto da tante catene cinetiche, i segmenti sono rappresentati dalle ossa mentre le articolazioni rappresentano i giunti. I muscoli sono il "motore" della catena cinetica.

Questa definizione di tipo ingegneristico, però, non è applicabile completamente nella fisiologia del movimento umano perché l'apparato muscolare non può essere paragonato ad un sistema meccanico rigido, ma è da considerare come flessibile e plastico. Nel sistema cinematico è infatti possibile, ad esempio, ricavare le velocità relative di tutti gli elementi del sistema dopo aver fissato la velocità relativa di un elemento rispetto ad un

¹ L'estremità distale della catena motoria è fissa, ossia non libera di muoversi durante l'esecuzione del gesto. Esempi sono l'arto inferiore nella deambulazione nella fase di appoggio del piede, gli arti superiori che spingono contro una parete o gli arti inferiori in un individuo che solleva un peso da terra. (Palmitier 1991). Tale catena, distribuendo il carico su tutte le articolazioni coinvolte nel movimento stressa meno gli apparati legamentosi delle singole articolazioni coinvolte.

altro qualsiasi. Cosa impossibile per i muscoli. E non è possibile neppure ricavare e scomporre con precisione le forze dei vari anelli muscolari (cinetica).

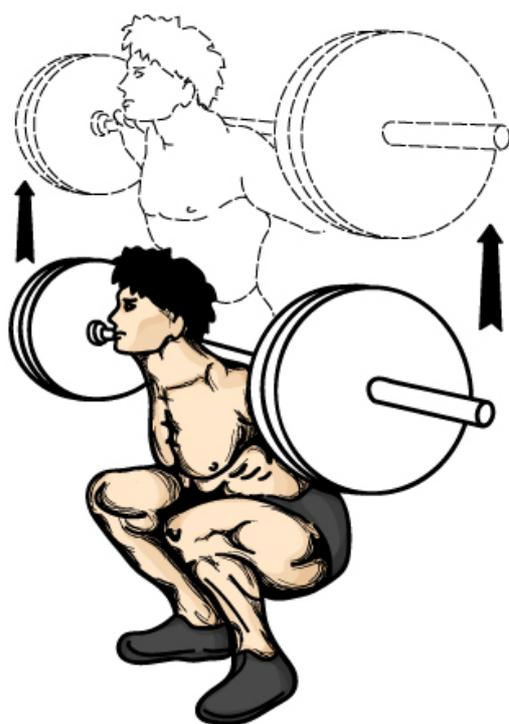
Malgrado queste diversità e con le relative approssimazioni, lo studio delle catene "cinetiche muscolari" risulta molto utile nell'interpretazione del movimento sportivo e può avere interessanti ripercussioni anche in ambito clinico.

Per descrivere le catene cinetiche è necessario utilizzare due termini convenzionali che sono:

- **Prossimale** = vicino al centro o alla linea mediana del corpo

- **Distale** = lontano dal centro o dalla linea mediana del corpo (contrario di prossimale)

Ora è possibile passare al concetto di chiusura della catena, ossia



quella in cui l'estremità distale della catena motoria è fissa, cioè non libera di muoversi durante l'esecuzione del gesto. Esempi sono l'arto inferiore nella deambulazione nella fase di appoggio del piede, gli arti superiori che spingono contro una parete o gli arti inferiori in un individuo che solleva un peso da terra.

Lo Squat (Fig. 7) coinvolge quindi più articolazioni, partendo dalle

Figura 7-Lo squat

prossimali abbiamo il coinvolgimento della colonna vertebrale, le anche, le ginocchia, le caviglie e per finire le articolazioni del piede: intertarsali, tarso-metatarsali e intermetatarsali, metatarso-falangee e per finire interfalangee.

Di tutte queste articolazioni coinvolge i vari distretti muscolari, in particolare:

- Glutei a livello dell'articolazione coxo-femorale.
- Gli Adduttori (in particolar modo il Sartorio) .
- Il Quadricipite con i suoi 4 ventri (Vasto Mediale, Vasto Intermedio, Vasto Laterale e Retto Femorale) agisce bi-articolarmente sull'articolazione del ginocchio e sull'articolazione coxo-femorale.
- Gli Hamstring che sinergicamente lavorano con il Legamento Crociato Anteriore per evitare le traslazioni sul piano sagittale della Tibia, dovute alle trazioni posteriori, generate dal Femore, durante gli esercizi a catena cinetica chiusa.
- Il Tricipite della Sura (formato dai due ventri gemelli del Gastrocnemio e dal Soleo)
- I tre Peronei.

Ed è proprio per questa sua capacità di attivare tutta la muscolatura

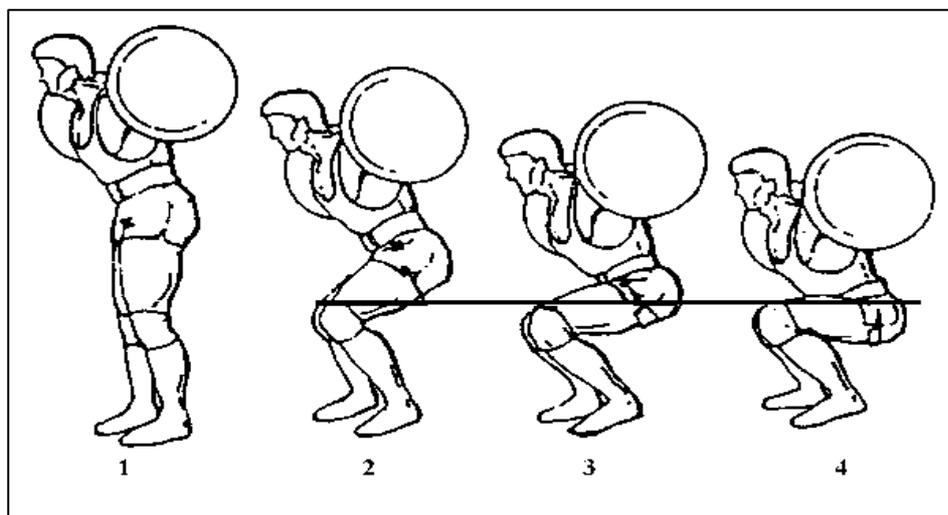


Figura 8-Sequenza dello squat completo

ruotante attorno al ginocchio che porta ad utilizzare lo Squat nei programmi di riabilitazione dell'articolazione, allo scopo di ristabilire la

corretta funzionalità di un arto atrofizzato a causa di immobilizzazione post traumatica o post operatoria.

Dopo questa spiegazione tecnica, non rimane che visualizzare e mettere a fuoco quello che è il movimento di Squat (Fig. 8). Siamo in

presenza di un piegamento sulle gambe, eseguito tenendo la schiena eretta, spesso con l'utilizzo di un sovraccarico posizionato sulle spalle o legato attorno alla vita. Questo movimento di salita e discesa viene eseguito per lavorare specialmente sui ventri del quadricipite, sia per potenziamento che per recupero post trauma o post operatorio.

2.2 Indicazioni d'impiego dello squat

Generalmente lo Squat, viene visto come un esercizio da proporre nei due casi citati in precedenza: potenziamento muscolare (in minima parte anche per mantenere l'elasticità del sistema muscolare) e per recuperare l'articolazione del ginocchio. Questo modo di vedere lo Squat è solo una limitazione al suo reale utilizzo nella performance sportiva, nonché nella vita di relazione di ogni persona.

Quindi lo squat è un movimento fortemente utilizzato nello sport, sia in forma dinamica (percentualmente maggiore) che statica (in alcuni compiti come, ad esempio, quello difensivo nei giochi sportivi). Tale movimento, dunque, è ampiamente presente in molte discipline sportive e viene utilizzato

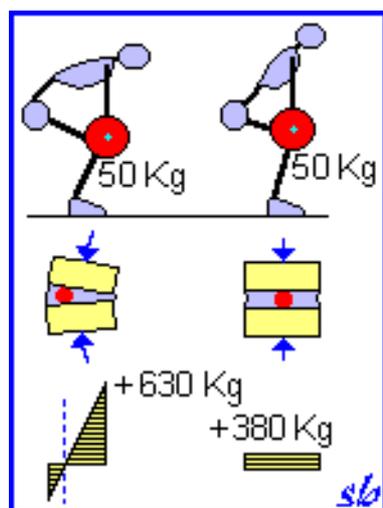


Figura 9-Differenze a livello vertebrale tra la tecnica di sollevamento tramite flessione del busto e piegamento delle gambe. Disegno di Stelvio Beraldo. <http://www.sporttraining.net>

come componente importante di diversi programmi di allenamento e anche come strumento di valutazione dell'atleta:

Lo squat test 1-RM (ripetizione massima), viene utilizzata all'interno di batterie di test tendenti a verificare la funzione muscolare rispetto all'allenamento (Murphy AJ & Wilson GJ, 1997). Partendo dal quotidiano, lo Squat è una tecnica di sollevamento di oggetti aventi un discreto peso, per spostarli dal pavimento o comunque da un appoggio posto al di sotto delle anche, e riporlo in un altro luogo. Questa tecnica, come si è visto in letteratura

(Lieber,2000; Van Dieen,1999; Hagen,1994; Straker,2003), rispetto a quella del chinarsi flettendo la schiena, richiede un maggior consumo metabolico a causa del grande lavoro a carico dei muscoli quadricipiti, comportando una sensazione di fatica maggiore che porta ad evitare il sollevamento di un numero elevato di carichi nell'arco di breve tempo. L'altra tecnica, di contro, porta a sovraccaricare i dischi intervertebrali sottoponendoli ad elevate forze di taglio che nel tempo, con l'accumularsi del numero di ripetizioni, portano alla protrusione della polpa discale con conseguente formazione di ernia (Fig. 9).

A livello operativo vediamo come lo Squat possa essere utilizzato per potenziare la muscolatura degli arti inferiori nonché per migliorare le prestazioni di salto verticale (Alberti et al, 2006; Abelbeck,2002;Martel et al,2005), andando a migliorare la prestazione in quegli sport dove la componente salto diventa fondamentale. Quindi il Jump Squat Test viene ampiamente utilizzato per verificare lo stato di allenamento degli atleti, anche in quelli che non comprendono gesti usati nella loro performance sportiva, come ad esempio gli sprinters (Sleivert et al ,2004). Proprio nel counter movement jump (CMJ) test Noyes et al (1991) ha verificato la naturale variabilità di performance nei calciatori brasiliani, tra destri e mancini, questa asimmetria laterale significativa una differenza uguale o superiore al 15% tra gamba destra e sinistra, in accordo con gli studi di Petsching et al (1998). In tale studio s'è verificato che gli indicatori utili a stimare l'asimmetria laterale tra gli arti inferiori sono rappresentati dalla massima forza verticale (Fmax), dalla massima uscita (output) di potenza (Pmax). La massima reazione al terreno, invece, non è un criterio valido per stabilire l'asimmetria tra gli arti inferiori. La Fmax era il picco della forza di reazione al terreno. La Pmax era determinata come prodotto della velocità verticale del centro di gravità e la forza verticale.

Recentemente, è stato dimostrato come la corretta esecuzione dello squat, in soggetti che non compensano eventuali tensioni muscolari sulle catene posturali, è simile alla tecnica del sollevamento pesi (Van Dieen et al, 1999).

Tale esecuzione prevede il mantenimento del busto eretto mentre le ginocchia si flettono (Garg et al ,1992).

E' comunemente accettato, infatti, che è meglio sollevare pesi con le gambe (Squat lifting) che non con la schiena (Stoop lifting) per diminuire il carico di compressione e lo stiramento legamentoso della spina(Anderson et al ,1986; Leshin et al, 1983; Garg et al, 1979).

Secondo Neto (2004) la stazione eretta con 30° di inclinazione con estensione del ginocchio e flessione delle anche a 60°, consente di evitare qualsiasi compensazione. La catena posteriore viene considerata retratta in atleti che non riescono a mantenere questa posizione.

Hase et al (2004) hanno mostrato che il meccanismo iniziale per l'esecuzione dello squat è caratterizzato dalla de-attivazione degli erettori spinali (Erector Spinae). Comunque, l'iniziale direzione del COP, sul terreno, varia con i muscoli della caviglia coinvolti nello sbloccare la postura eretta. Prima che lo squat sia iniziato, un pre-responso del tibiale anteriore tenderebbe ad incrementare la dorsiflessione delle caviglie modificando l'equilibrio posturale (Cheron et al , 1997)

Questa ipotesi si basa sull'osservazione che il quadricipite e gli ischiocrurali (hamstring) sono silenti durante la fase di accelerazione dello squat (Bouillot et al, 1999);

Durante la decelerazione dello squat noi prevediamo la maggiore EMG nel quadricipite, accompagnata da un forte incremento dell'estensione del ginocchio in opposizione alla caduta libera del corpo (Dionisio et al 2006).

Tali indicazioni (Valdeci et al, 2006) favoriscono l'idea che il down squat è iniziato con una risposta pre-programmata del tibiale anteriore (Cheron et al 1997) che viene accompagnata da un decremento dei flessori plantari.

Presi insieme questi studi possono mostrare che l'attivazione o l'inibizione degli altri muscoli posturali distali all'articolazione dell'anca (Cheron et al., 1997; Dan et al., 1999; Hase et al., 2004) può dipendere dalla posizione iniziale del COP, determinata dalla posizione dei segmenti soprastanti, dal tronco e dalla testa. In questa fase, il COP è disposto posteriormente rispetto il capo e le ginocchia e non cambia durante la flessione. Questo spiega perché, durante la fase di accelerazione, l'attività muscolare dei quattro capi del quadricipite appare molto piccola. Il gastrocnemio e il tibiale anteriore erano co-attivati durante l'accelerazione con l'attività del tibiale predominante. Per evitare la caduta del corpo verso dietro, l'ammontare della rotazione dell'articolazione della caviglia verso il decremento della flessione plantare è dovuta all'incrementata attività del tibiale anteriore. Anche il grado di co-attivazione tra gastrocnemio e tibiale anteriore, probabilmente aiuta a dare stabilità all'articolazione della caviglia che era soggetta a una forte forza di reazione durante il compito. Durante questa fase dello squat, il COP ritorna nella direzione della punta del piede con un forte cambiamento della rotazione del ginocchio in estensione e la rotazione della caviglia che muoveva verso la flessione plantare. L'estensione del ginocchio è generata da una forte attivazione eccentrica del quadricipite.

Lo squat viene anche usato nel campo del recupero dell'atleta in caso di dolore. Un tipico esempio è il caso della tendinopatia patellare, infortunio che ha una maggiore incidenza tra gli atleti che realizzano performance di salto e decelerazione veloce (Kannus, 1997; Khan et al, 1998; Lian et al, 1996, 2003). L'uso di esercizi eccentrici nell'allenamento conservativo del tendine patellare permette di raggiungere risultati positivi. Infatti, Jensen e Di

Fabio (1989) dimostrarono una significativa riduzione del dolore, dopo 8 settimane di esercizio eccentrico. Ugualmente, Cannelle et al (2001), mostrarono che dopo 12 settimane di Drop-squat, si riduceva il dolore e incrementava la percentuale di ripresa dello sport .

Nell'esecuzione dello squat, Hay et al (1983) indicarono, già da tempo, che al crescere del sovraccarico utilizzato, le compensazioni osservabili erano riferibili a una maggiore inclinazione avanti del tronco e a una minore escursione del movimento al ginocchio. Dando per angoli di riferimento 180° per la piena estensione del ginocchio, 180° per l'estensione dell'anca e 90° per la caviglia in posizione neutra (angolo $<90^\circ$ dorso flessione; angolo $>90^\circ$ flessione plantare)

La posizione dei piedi era parallela come nella normale stazione eretta. La massima forza fu generata nella prima fase dello squat, all'interno dei primi $20-30^\circ$ del movimento all'articolazione del ginocchio, approssimativamente $30-35\%$ tempo di movimento totale (Kellis et al, 2005). Tali risultati, in linea con i dati di Rahamani (2001) che osservò come la massima forza fu ottenuta ad un angolo al ginocchio di circa 110° , invece Hakkinen, Komi e Kauhanen (1987) riportarono il massimo picco di forza intorno ad un angolo al ginocchio di 120° . Con incremento del carico, dunque, si conferma, nel momento di massima forza di reazione al terreno, l'aumento di flessione avanti del tronco, una maggiore estensione del ginocchio e dell'anca e una minor dorsali flessione della caviglia. Tali osservazioni sono confermate anche dal presente studio, come vedremo più avanti.

2.3 L'esecuzione corretta squat e le problematiche dello squat

2.4 Posizione dei piedi

Tra le riviste scientifiche di interesse sportivo lette, alcune hanno analizzato come la posizione dei piedi potesse influenzare l'esecuzione dello Squat (Sriwarno et al, 2008; Straker et al, 2003; Abelbeck K.G.,2002; Escamilla RF, 2000 Hung Y., Gross M.T.,1999; Ninos, et al, 1997; Signorile J.F, et al 1995). Partiamo ora dalla posizione naturale, dove i piedi sono paralleli tra loro alla distanza di un passo normale²(Straker LM, 2003). L'attività registrata eseguendo l'esercizio con questa base d'appoggio, verrà confrontata con altre posizioni, in modo da rilevare eventuali differenze.

I piedi, tramite l'articolazione tibio-tarsica possono ruotare sia medialmente (intra-rotazione) sia lateralmente (extra-rotazione) così da creare situazioni differenti in base al verso di rotazione. Nell'esposizione che segue verranno analizzati i vari gradi di rotazione, sia in un verso che nell'altro, e presentate le eventuali differenze con la posizione neutrale sopra descritta.

Cominciamo da un piccolo scostamento dalla posizione neutrale, una semplice rotazione di 10°. Hung (1999) durante i tests d'esecuzione di un mezzo Squat eseguito fino ad una flessione del ginocchio di 50°, ha registrato delle attività elettromiografiche pressoché simili per le tre posizioni (neutrale, 10° intra-rotazione e 10° extra-rotazione), rimanendo l'attività del Vasto Mediale Obliquo ed del Vasto Laterale rispettivamente pari al 40% ed al 45% della massima contrazione isometrica volontaria.

² Si intende per passo normale una distanza pari alla larghezza delle spalle, per i maschi, e la larghezza del bacino per le femmine. A distanze inferiori si parla di passo stretto, unito mentre, a distanze superiori, si parla di passo largo e larghissimo. Esiste anche il passo incrociato, quando i piedi si sovrappongono e cambiano lato.

La successiva analisi focalizza l'attenzione su di un angolo di 30°, che risulta il più utilizzato da chi esegue lo Squat e di conseguenza risulta anche il più analizzato da coloro eseguono ricerche su questo esercizio. Anche in questo caso si è arrivati alla conclusione che sia l'intra che la extra rotazione portano ai medesimi effetti: Escamilla (2000), Ninos (1997) e Signorile (1995) concludono i loro lavori riportando la mancanza di particolari differenze dalla posizione naturale. E' necessario soffermarsi su alcune considerazioni, perché i vari autori hanno portato alla luce alcune particolarità significative. Signorile (1995) introduce riflessioni riguardo la base d'appoggio: una riduzione di questa, causata da un angolo di apertura delle direttrici dei piedi di 30°, comprometterebbe il corretto funzionamento dell'articolazione del ginocchio; questo ha come causa il fatto che l'articolazione non lavora più sul piano sagittale, ma è portata a lavorare su 2 piani: il sagittale ed il frontale aumentando quelle che sono le forze di destabilizzazione dell'articolazione. Escamilla (2000), nella posizione in cui i piedi sono ruotati lateralmente, ha riscontrato un aumento delle forze compressive dell'ordine del 15%, sia durante la fase di discesa che in quella di ascesa. Questo piccolo aumento è causato da un non corretto lavoro del ginocchio, dovuto alla diminuzione della base d'appoggio e comportando la preferenza ad evitarla per preservare i sollevatori da eventuali danni alle articolazioni.

Posizione dei Piedi							
	0°	10°	30°	30°	45°	50°	80°
Extrarotati		Nessuna differenza nella pratica di un mezzo squat a 50°. (Hung,1999)	Durante la discesa, tra gli angoli di flessione delle ginocchia di 19 e 83°, la posizione larga genera un 15 – 16% di forze compressive in più rispetto alla posizione stretta, mentre la stessa differenza è tra i 59 e gli 89° durante la salita. (Escamilla,2000)	Nessuna differenza dalla naturale (Ninos,1997) Lo squat con i piedi paralleli o con i piedi ruotati esternamente di 30°, non ha significative differenze come forze compressive e come tensione sul legamento crociato posteriore. (Escamilla,2000)		Nello squat non sono state trovate particolari differenze. (Signorile,1995)	Nell'estensione del ginocchio si produce maggior lavoro a carico del retto femorale. (Signorile,1995)
						Riduzione base d'appoggio, lavoro non corretto di anche e ginocchia. (Signorile,1995)	Riduzione base d'appoggio, lavoro non corretto di anche e ginocchia. (Signorile,1995)
Posizione Naturale	I piedi sono comodamente paralleli o uno di fronte all'altro ad una distanza di un passo. (Straker, 2003)		Non ci sono differenze significative nel lavoro dei quadricipiti, dei tendini, del gastrocnemio durante il lavoro con i piedi dritti o ruotati esternamente di 30°. (Escamilla,2000)				
Intrarotati		Nessuna differenza nella pratica di un mezzo squat a 50°. (Hung,1999)		Nello squat non sono state trovate particolari differenze. (Signorile,1995)	Nell'estensione del ginocchio non sono state trovate particolari differenze. Signorile,1995)		
				Riduzione base d'appoggio, lavoro non corretto di anche e ginocchia. (Signorile,1995)	Riduzione base d'appoggio, lavoro non corretto di anche e ginocchia. (Signorile,1995)		
Sotto il corpo	Stress a carico dei quadricipiti. (Abelbeck,2002)						
Davanti al corpo	Stress a carico di glutei e tendini. Abelbeck,2002)						
Talloni Sollevati	Durante il movimento in punta di piedi decremento dell'attività del retto femorale e del tibiale anteriore con l'incremento dell'attività dei muscoli estensori brevi delle dita. (Sriwamo,2008)	Con alcuni studi che permettono di stare con i talloni sollevati, mentre altri non lo ammettono. (Straker, 2003)					

Tabella 1- Posizione relativa dei piedi.

Signorile (1995) riporta studi anche su angoli di 45°, 50° e 80° dei quali il primo angolo è in intrarotazione, mentre gli altri due sono in extra-rotazione. I risultati riscontrati sono i medesimi: assenza di differenza tra queste posizioni e la posizione neutrale con aumento di pericolosità durante l'esecuzione dovuta ad una minore base d'appoggio. L'unica nota di rilievo è un maggiore utilizzo del retto femorale ad un angolo di extra-rotazione pari a 80°, causato dal lavoro su due piani del ginocchio (sagittale e frontale) insieme ad un

errato lavoro dell'articolazione coxo-femorale che comporta uno spostamento del carico dai vasti al retto femorale.

La tabella 1 raccoglie tutte le considerazioni mostrate in precedenza, inserendo in una tabella i risultati provenienti dagli articoli citati. In un'altra tabella sono state inserite altre considerazioni riguardo alle modalità di posizionamento dei piedi: non più in relazione all'angolo relativo che la tibio-tarsico disegna sul piano trasverso, ma in base al collocamento dei piedi rispetto al corpo e dell'angolo assoluto che si forma tra pianta del piede e pavimento.

Molto importante è la collocazione dei piedi rispetto al corpo: se questi vengono posizionati sotto il corpo allora il lavoro sarà maggiormente a carico del quadricipite, altrimenti se vengono spostati in avanti lavoreranno maggiormente i muscoli della regione glutea (Abelbeck K.G.,2002).

Altra considerazione viene fatta sull'appoggio del tallone: se questo è sollevato da terra, permette uno scarico del retto femorale e del tibiale anteriore con un utilizzo maggiore degli estensori brevi

Posizione dei Piedi		
Sotto il corpo	Stress a carico dei quadricipiti. (Abelbeck, 2002)	
Davanti al corpo	Stress a carico di glutei e tendini. (Abelbeck, 2002)	
Talloni sollevati	Durante il movimento in punta di piedi decremento dell'attività del retto femorale e del tibiale anteriore con l'incremento dell'attività dei muscoli estensori brevi delle dita. (Sriwarno et al, 2008)	Con alcuni studi che permettono di stare con i talloni sollevati, mentre altri non lo ammettono. (Straker, 2003)

Tabella 2-Posizione assoluta dei piedi

delle dita (Sriwarno et al,2008). Altri studi però consigliano di tenere i talloni appoggiati al terreno (Straker,2003).

Riassumendo ciò che è stato scritto sopra si conclude che è corretto mantenere la posizione dei piedi neutrale, cioè mantenuti paralleli alla distanza di un passo normale, il tallone sollevato dal terreno per diminuire il carico di muscoli come il quadricipite ed il tibiale anteriore, i piedi davanti o

sotto al corpo in base a quale gruppo muscolare si intende far lavorare maggiormente.

In relazione a tali indicazioni nel nostro lavoro abbiamo optato che la seguente posizione dei piedi deve essere confortevole e il passo deve essere normale (larghezza spalle).

2.5 Angoli delle ginocchia

L'analisi che è stata svolta per la posizione dei piedi verrà ora proposta per l'articolazione del ginocchio, molto coinvolta negli esercizi di Squat. Sono molte le riviste che hanno analizzato questa articolazione in questo singolare esercizio (Salem G.J., Salinas R., Harding V., 2003; Marcora S., Miller M.K., 2000; Straker L.M., 2003; Escamilla, 2000; Hung Y., Gross M.T., 1999;), considerando l'interessamento della muscolatura, delle strutture tendinee e legamentose e cercando di focalizzare l'attenzione su come proporre l'esercizio in maniera corretta che non comporti complicazioni fisiche ai soggetti.

Prima però di esporre i risultati delle varie ricerche, apriamo una parentesi su quello che verrà chiamato 'angolo del ginocchio'. Partendo dalla posizione di 0°, dove la linea passante per i centri delle articolazioni dell'anca, del ginocchio e della caviglia sono allineati, si passerà con la flessione della gamba sulla coscia a posizioni in cui si vede un aumento dell'angolo. Questo perché l'angolo viene misurato dal proseguimento della congiungente dei centri dell'articolazione coxo-femorale e quella del ginocchio, rispetto alla linea congiungente l'articolazione del ginocchio con quella della caviglia. Quindi con l'avvicinamento del tallone al gluteo si vedrà l'aumento dell'angolo di flessione del ginocchio (Fig. 10).

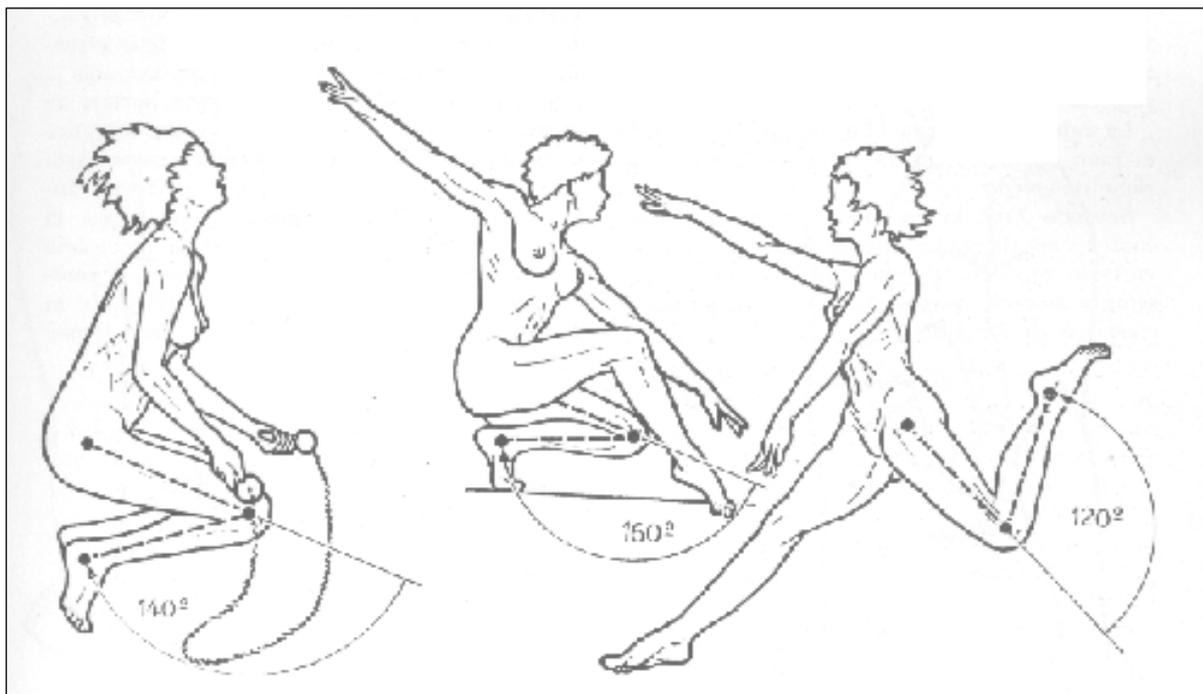


Figura 10-Esemplificazione misurazione angoli del ginocchio (Kapandji I.A., Fisiologia Articolare Vol. II, pag.79)..3.

Partendo da Marcora (2000) vediamo come l'angolo di 120° risulti essere quello in cui, durante l'estensione del ginocchio eseguito su una Leg Press (fig. 3.4), il quadricipite sviluppa la maggior forza isometrica. Questo rispetto anche l'angolo di 90° che molto spesso vede il suo impiego negli esercizi di Squat. Queste considerazioni hanno evidenziato un angolo importante, al quale è possibile far esprimere la massima forza alla muscolatura estensoria del ginocchio.

Escamilla (2000) inserisce nell'articolo due definizioni molto importanti. Indica come 'completo' lo Squat eseguito flettendo la gamba sulla coscia fino a quando la parte posteriore della gamba non prende contatto con la parte posteriore della coscia, verificando che questo avviene all'incirca ad un angolo compreso tra i 130° e i 150°. Definisce 'mezzo' Squat quello che porta la

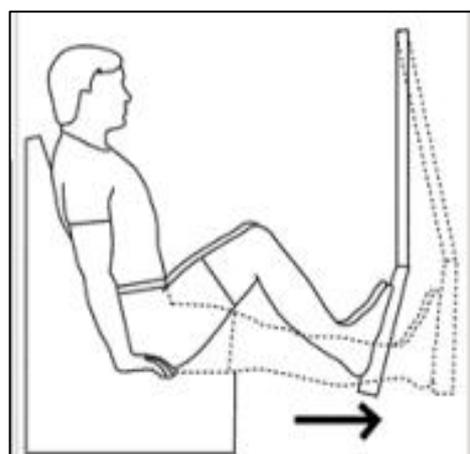


Figura 11- Leg Press.

coscia ad essere parallela al terreno quando all'incirca ci si trova attorno ai 100° di flessione della gamba sulla coscia.

Ora analizziamo l'angolo di 90° considerato biomeccanicamente specifico per i tests di salto verticale come il Counter Movement Jump e lo Squat Jump (Marcora S, 2000). Con questa angolazione il quadricipite sviluppa un picco d'attività che si mantiene costante tra gli 80° e i 90°, dove si rileva la maggior attività dei due vasti rispetto al retto femorale: vasto mediale e vasto laterale sviluppano un'attività maggiore del 40 – 50 % rispetto a quella del retto femorale. Questa considerazione non è in contrasto con quella fatta in precedenza all'angolo di 120°: in precedenza è considerata la forza isometrica, in cui si è in una posizione statica dell'articolazione senza avvicinamento dei capi articolari nei quali si inserisce la muscolatura. A 120° è possibile quindi avere un Rate of Force Development maggiore rispetto ai 90°, in quanto la maggior forza isometrica può essere trasformata in forza contrattile concentrica in un tempo minore rispetto a ciò che accadrebbe alla posizione di 90°. In prossimità dell'angolo retto entra in azione anche il muscolo gastrocnemio: la sua attività moderata aumenta con la flessione del ginocchio e diminuisce con la sua estensione, osservando un picco di attività tra i 60° e i 90° (Escamilla R.F., 2000).

Diminuendo l'angolo passiamo a 70° dove è stata osservata una attività equilibrata tra vasto mediale e laterale in concomitanza del massimo lavoro a livello legamentoso (Escamilla R.F., 2000). Qui i legamenti come i crociati osservano un picco d'attività tra i 50° e i 70° dove le forze di taglio tendono a dislocare il ginocchio e dove l'attività muscolare di stabilizzazione dell'articolazione non è ancora massima.

Un altro angolo risultato molto interessante è quello di 50°: Hung (1999) sullo svolgimento del mezzo Squat ha osservato un'attività, rispetto alla massima contrazione isometrica volontaria, pari al 40% del VMO e pari al 45% del VML. Da queste rilevazioni è lecito dedurre che il mezzo Squat si

rivela meno intenso e quindi meno stressante rispetto a quello completo, considerazione molto importante visto il carico che uno Squat completo comporta sui legamenti, ma soprattutto visto gli angoli ai quali questo diventa considerevole e dannoso. L'attività del muscolo quadricipite genera delle forze che si scaricano sul ginocchio per mezzo del tendine patellare: queste avranno direzione anteriore fino ad una flessione attorno ai 50 – 60°, mentre la direzione si invertirà e sarà posteriore quando si supera questo range di angolazione. Il risultato è che l'esercizio di Squat non è dannoso per il legamento crociato anteriore in quando le forze anteriori che si sviluppano tra 0° e 60° sono di bassa intensità, mentre ad angolazioni superiori le forze di taglio aumentano a causa del picco di lavoro dei muscoli quadricipiti. Sopra i 60° diventa di fondamentale importanza il legamento crociato posteriore sul quale si andranno a scaricare le forze di taglio e quindi si necessiterà di una particolare attenzione al lavoro da svolgere a queste angolazioni.

Fino a 60° (mezzo Squat) l'esercizio risulta essere idoneo per tutti i soggetti, ad angoli superiori diventa problematico per il carico che interessa il legamento crociato posteriore. Questo è dovuto alla massima forza sviluppata dai muscoli quadricipiti quando si raggiunge una flessione attorno ai 90°. A 120° invece si osserva la massima RFD dovuta allo sviluppo della massima forza isometrica.

Angoli delle Ginocchia			
50°	50°	90°	90°
I mezzi Squat utilizzati hanno causato approssimativamente una attività rispettivamente del 40% e del 45% del VMO e del VL rispetto alla massima contrazione isometrica volontaria. (Hung,1999)	Le forze di taglio anteriori, durante lo Squat sono generate solo durante la flessione del ginocchio tra 0° e 60°. Eseguire uno Squat non è quindi pericoloso per l'incolumità del legamento crociato anteriore. (Escamilla,2000)	Biomeccanicamente più specifico per i tests (SJ, CMJ) di salto verticale. (Marcora,2000)	Alcuni studi hanno riportato un'attività moderata del gastrocnemio durante lo Squat, che progressivamente aumenta con la flessione delle ginocchia e diminuisce con la loro estensione. Il picco è tra i 60 e i 90° di flessione delle ginocchia. (Escamilla,2000)
		La tecnica del mezzo Squat usa una postura intermedia tra lo Squat e la tecnica di flessione del tronco, utilizzando un angolo di flessione delle ginocchia di circa 90°. (Straker, 2003)	
Individui con un legamento crociato posteriore infortunato o ricostruito possono evitare di compiere uno Squat con un angolo di flessione maggiore di 50°-60°, perché le forze di taglio posteriori aumentano all'aumentare della flessione. (Escamilla,2000)	La forza dei quadricipiti, tramite il tendine patellare, esercita sulla gamba una forza anteriore quando il ginocchio è flesso approssimativamente meno di 50 - 60°, e diretta sul posteriore quando il ginocchio è flesso più di 50 - 60°. (Escamilla,2000)	L'attività del quadricipite ha un picco a circa 80 - 90° di flessione. Si riporta, poi, una maggiore attività dei due vasti, circa il 40 - 50% in più, rispetto al retto femorale. (Escamilla,2000)	
70°	100°	120°	150°
Il vasto mediale ed il vasto laterale producono la medesima attività. I legamenti hanno un picco di attività tra i 50 e i 70°, complessivamente una maggiore attività durante la salita rispetto la discesa. (Escamilla,2000)	Il mezzo Squat è composto da uno Squat fino a portare le cosce parallele al terreno con una flessione delle ginocchia da 0 a 100°. (Escamilla,2000)	L'angolo in cui i muscoli estensori del ginocchio, il quadricipite, durante la leg press producono un momento isometrico di forza maggiore. (Marcora,2000)	Lo Squat completo è definito quando la parte posteriore della coscia viene a contatto con il tallone, e tipicamente avviene tra i 130° e i 150° di flessione delle ginocchia. (Escamilla,2000)
		Velocità di sviluppo di forza è maggiore rispetto all'angolo di 90°. (Marcora,2000)	

Tabella 3-Angoli delle ginocchia

In base a tali indicazioni nel nostro lavoro si è scelto di eseguire lo squat ad un'angolazione pari a 120° - 60° (dipende quale segmento consideriamo come piano di riferimento).

2.5 Flessione del tronco

La flessione del tronco, che si effettua tramite l'articolazione coxo-femorale, è di estrema importanza perché determina lo spostamento del baricentro sul piano sagittale e di conseguenza lo spostamento della linea d'azione del carico. Le considerazioni provengono principalmente dagli studi in cui si confrontano le tecniche di sollevamento dei grandi pesi, analizzando quella che adotta il piegamento delle gambe (tipo Squat) o quella flettendo la schiena (Van Dieen J.H. et al, 2000).

Salem (2003) evidenzia come una posizione di tronco flesso in avanti sposta il lavoro dai muscoli estensori del ginocchio a quelli estensori delle anche, mentre il ritornare in posizione neutra riporta il carico sulle ginocchia. Infatti Van Dieen J.H. et al, (2000) hanno concluso che l'utilizzo della tecnica di sollevamento che utilizza il piegamento delle gambe comporta una sensazione di fatica maggiore a carico dei muscoli del quadricipite, con un tempo breve di raggiungimento dello stato di acidosi muscolare. Al contrario una tecnica che utilizza maggiormente la flessione della schiena porta a minor sensazione di fatica ed una maggiore sopportazione dei carichi elevati. Di contro la flessione della schiena unita a una velocità di esecuzione elevata comporta un alto rischio di infortunio a carico dei dischi intervertebrali con la possibilità di ernie discali. Questo è riportato anche in altri studi come quelli di Donnelly (2006) e Hagem (1994). Infatti durante l'utilizzo della tecnica di flessione si osserva un picco di tensione ed un maggior affaticamento del muscolo bicipite femorale, dovuto principalmente all'azione estensoria che questo muscolo ha nei confronti delle anche. E' sottolineato anche il maggior dispendio energetico a carico del muscolo quadricipite durante l'utilizzo della

tecnica con piegamento delle gambe, che quindi crea un maggiore rilascio di cataboliti. Straker (2003) riassume i vari studi evidenziando come una tecnica Squat corretta presupponga una flessione del tronco inferiore ai 30° mentre in caso di mezzo Squat questa flessione è compresa tra i 30° ed i 45°.

Quest'ultima posizione è intermedia tra la tecnica di sollevamento con flessione della schiena e quella tramite il piegamento delle gambe, portando ad una considerazione molto importante: il mezzo Squat è meno gravoso sulle ginocchia rispetto allo Squat completo, però comporta un maggior carico a livello della colonna vertebrale.

Flessione del tronco		
Neutra	Avanti	
Porta lo sforzo muscolare dagli estensori delle anche a quelli delle ginocchia. (Salem, 2003)	La flessione delle anche è maggiore quando si guarda verso il basso rispetto a quando si guarda verso l'alto. (Donnelly, 1996)	Comporta un lavoro minore degli estensori del ginocchio ed un aggravio del lavoro degli estensori delle anche. (Salem, 2003)
Sui sollevamenti ripetitivi usando la tecnica Squat, sono metabolicamente più dispendiosi della tecnica in flessione. (Hagen, 1994)	Il rischio di infortunio che accompagna un'eccessiva flessione del tronco, può esacerbarsi se accompagnata da un incremento della velocità della flessione. (Donnelly, 1996)	La percentuale di affaticamento ed il picco di ampiezza per il bicipite femorale è maggiore nella tecnica in flessione. (Hagen, 1994)
		45°
La massima contrazione volontaria media ed il picco di estensione per il vasto laterale è maggiore nel sollevamento Squat che per flessione. (Hagen, 1994)	30°	La tecnica del mezzo Squat usa una postura intermedia tra lo Squat e la tecnica di flessione del tronco, utilizzando un tronco flesso circa a 45°. (Signorile, 1995)
	Nella tecnica Squat, il tronco ha una flessione inferiore ai 30°. (Hagen, 1994)	

Tabella 4-Flessione del tronco

Una cosa importante che molto spesso è considerata scontata ma che nella pratica non sempre viene rispettata, è quella di mantenere il più possibile le curve fisiologiche della colonna vertebrale. Questo perché un'eventuale flessione comporterebbe la formazione di forze di taglio che porterebbero a patologie discali a carico delle vertebre. Quindi come già ricordato all'inizio quando si parlava dell'esercizio di Squat, la schiena deve mantenere il più possibile una posizione eretta evitando qualsiasi tipo di flessione.

Come riassunto a lato (tabella 4) la posizione ottimale è quella in cui il tronco è leggermente in inclinazione anteriore con un angolo compreso tra la posizione neutra ed i 30°. Questo porta il lavoro sui muscoli del quadricipite che è l'obiettivo principale del lavoro che si vuole svolgere tramite un esercizio di Squat.

Dopo caviglie e ginocchia, ora persino le anche sono state coinvolte in questo esercizio per gli arti inferiori. Il coinvolgimento di tutte le articolazioni è la motivazione grazie alla quale lo Squat risulta essere un esercizio completo per gli arti inferiori.

2.6 Posizione dello sguardo

Piccolo accenno su questo particolare che sembrerebbe poco significativo, ma come dimostra lo studio di Donnelly (2006) molto importante per la posizione del tronco. Infatti uno sguardo verso il basso comporta un accentuarsi dell'angolo di flessione del tronco sulle anche con il conseguente rischio di infortuni da sovraccarico della colonna vertebrale. Di contro uno sguardo tendente verso l'alto porta ad una posizione del tronco troppo eretta sulle anche, tale per cui il sovraccarico porterebbe molto affaticamento ai muscoli del quadricipite. Così uno sguardo neutro in avanti abbassa notevolmente il rischio di infortuni che era dato da un errato angolo di flessione delle anche.

Lo sguardo assume un'enorme importanza nel momento in cui l'atleta esegue l'esercizio davanti ad uno specchio. Questo permette di mantenere gli occhi fissi in avanti sulla propria persona, facilitando il mantenimento della corretta posizione di lavoro. La persona, vedendosi svolgere l'esercizio, si analizza e riceve un feedback sulla propria esecuzione che facilita un'autocorrezione. Questo feedback esterno è sicuramente di più facile analisi rispetto a quelli che provengono dagli organi propriocettori: l'uno restituisce i valori assoluti di posizionamento dei segmenti corporei nello spazio, mentre gli altri restituiscono la posizione relativa tra i segmenti corporei rimanendo condizionati dalla personale percezione del proprio corpo.

2.7 Sovraccarico: peso e posizione

Nei vari articoli letti non sono stati trovati riferimenti di rilievo inerenti al sovraccarico da utilizzare. Questo fa dedurre che il sovraccarico da utilizzarsi durante l'esercizio sia da scegliere in base alla preparazione del soggetto e alla tipologia di lavoro che si intende svolgere. Rimane però possibile fare considerazioni riguardo alla quantità di carico utilizzato e citato nei vari articoli, perché il raggiungimento dell'obiettivo preposto necessita di metodologie di allenamento dalle quali è difficile discostarsi.

Donnelly (2006) minimizza l'influenza della fatica sulla cinetica dell'esercizio utilizzando un sovraccarico pari al 25% della singola Ripetizione Massimale, un carico leggero che permette di utilizzare una tecnica corretta ed una velocità di esecuzione alta, eliminando tutti quelli che possono essere i movimenti di compenso dovuti ad uno sbilanciamento del carico.

Alberti (2006) cerca un movimento quasi di caduta libera verso il basso mediante l'utilizzo di un sovraccarico pari o inferiore al 50% della RM, enfatizzando la discesa in eccentrico per eseguire una successiva fase di risalita molto rapida. Per questo motivo il carico deve essere un mix tra la

necessità di far cedere il soggetto sotto di esso in direzione verso il basso, e la richiesta di massima velocità d'esecuzione durante la fase concentrica di risalita. Anche qui vediamo la necessità di concentrarsi sulla cinetica del movimento, evitando più possibile eventuali oscillazioni del baricentro, perché comporterebbero la formazione di situazioni di instabilità per l'equilibrio dell'esecutore.

Signorile (1995) registra l'attività elettromiografia dei muscoli attivati durante l'esercizio di Squat, grazie a un sovraccarico elevato tra il 65 e l'80% della RM tendente a creare un'alta attivazione muscolare che sia la più verosimile possibile. Il carico utilizzato è scelto per evitare infortuni ai partecipanti, quindi si può evincere che un esercizio di Squat, in condizioni ottimali, comporta un sovraccarico ben superiore a queste percentuali.

Altre considerazioni molto utili sono quelle contenute all'interno

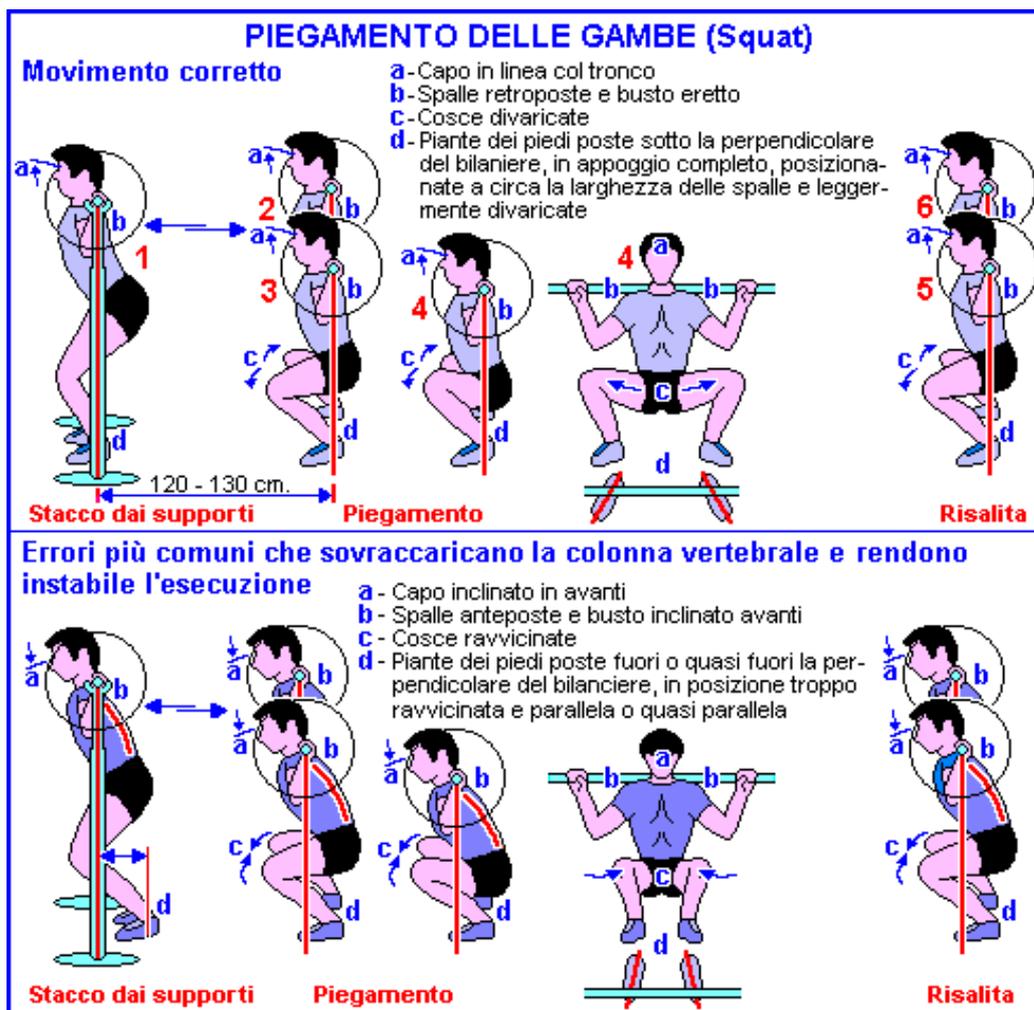


Figura 12-Posizione del sovraccarico nello Squat. Disegno di Stelvio Beraldo.
<http://www.sporttraining.net>

dell'articolo di Alberti (2006) nel quale vengono esplicitati quelli che sono i carichi utilizzati nello Squat classico: generalmente questi misurano dal 10 al 30% in più rispetto la RM; ma vediamo che i valori possono essere inferiori in base alla metodologia di lavoro scelta ed al numero di ripetizioni da eseguirsi. Un peso elevato comporta un grosso stress a carico delle strutture sottostanti contemporaneamente ad una maggiore attivazione muscolare permettendo il raggiungimento degli obiettivi prefissati prima della seduta di allenamento.

Dov'è da posizionare tutto questo sovraccarico? Il carico, rappresentato nello Squat classico dal bilanciere, viene posto sopra le spalle facendo attenzione a posizionarlo in modo corretto e bilanciato. Deve appoggiare sulla parte centrale del muscolo trapezio e contemporaneamente su entrambe le spalle (fig. 12), cercando di tenere quest'ultime addotte in modo da avvicinare e fissare le scapole (Back Squat). Questo permette di controllare il tronco evitando flessioni eccessive, aumentando la lordosi lombare ed evitando così il formarsi di forze di taglio dannose per l'incolumità dei dischi intervertebrali. E' assolutamente da evitare il collocamento del bilanciere sul collo perché si potrebbero riportare danni alle strutture vertebrali sottostanti. Un altro collocamento del bilanciere consiste nell'appoggiarlo sulle spalle in posizione anteriore rispetto al collo (Front Squat), in questa posizione appoggerà sopra le clavicole per arrivare alle spalle, sostenuto dagli arti superiori che lo abbracciano stretto per fissarne la posizione durante l'esercizio. Il risultato ottenuto è di un minor carico sulle vertebre lombari in quanto costringe ad una posizione di maggiore verticalità del busto e di una maggiore sicurezza esecutiva: in caso di difficoltà basta aprire le mani per rilasciare il bilanciere quindi non si necessita di assistenza come nel Back Squat. Entrambi i posizionamenti sopra le spalle comportano un innalzamento del baricentro aumentando il braccio di resistenza perché il bilanciere si trova molto lontano dal fulcro di lavoro rappresentato dall'articolazione coxo-femorale (Fig. 13).

Un'altra posizione, meno utilizzata ma utile per evitare sovraccarichi spinali specialmente per chi è ancora alle prime esperienze, è quello di

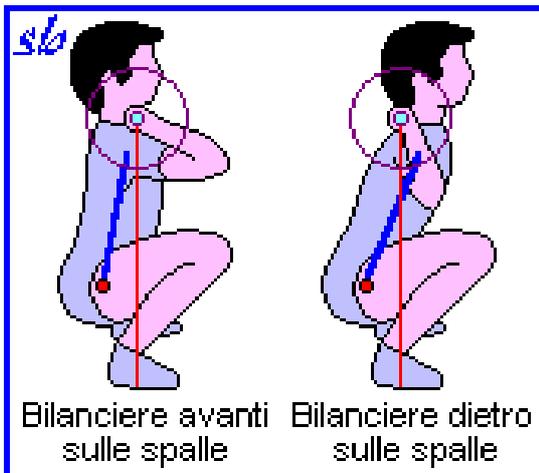


Figura 13-Differenza Front Squat e Back Squat. Disegno di Stelvio Beraldo. <http://www.sporttraining.net>

posizionare il bilanciere sotto i glutei impugnandolo con le mani grazie alle braccia che correranno lungo i fianchi del tronco. In questa posizione il peso non grava direttamente sulla colonna vertebrale, inoltre si effettua un notevole abbassamento del baricentro con la

conseguente diminuzione del lavoro posturale per mantenere l'equilibrio oltre ad una notevole diminuzione del braccio di resistenza causata dall'avvicinamento del baricentro al fulcro di lavoro.

Possono essere proposte anche delle varianti al collocamento del sovrappeso che non necessitano dell'utilizzo del bilanciere, ma che mediante l'utilizzo di pesi in maniera appropriata svolgono la medesima funzione. Questo comporta un minor carico della colonna vertebrale: posizionamento di un peso davanti al torace tenuto saldo mediante l'uso degli arti superiori, utilizzo di una cintura lombare contenente dei pesi, afferrare e tenere con le mani un peso tra le ginocchia oppure impugnare due pesi nelle mani mantenendo gli arti superiori lungo il corpo.

Sono state riportate tutte le componenti dello Squat per permettere lo svolgimento dell'esercizio con consapevolezza e sicurezza. E' possibile praticarlo sia a corpo libero che con l'ausilio di macchine, le quali possedendo speciali "guide", vincolano il bilanciere e permettono solo il movimento utile all'esercizio (Fig. 14). In questo modo vengono evitati tutti

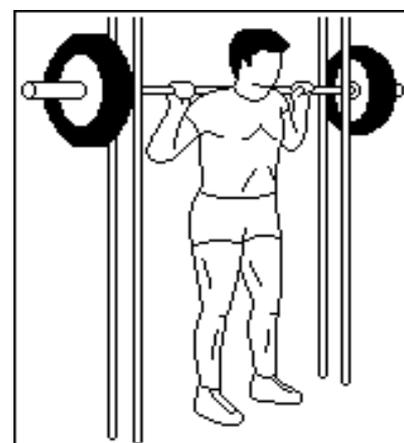


Figura 14- Lo Squat. Disegno di Stelvio Beraldo. <http://www.sporttraining.net>

quei movimenti dannosi alla stabilità ed alla corretta esecuzione che possono portare a problemi fisici. Uno di queste macchine è il Castello o Smith Machine (Fig. 15), dove guide rettilinee verticali portano il bilanciere a



compiere solo un movimento rettilineo. Questo non permette l'oscillazione del bilanciere sul piano trasverso, limitando tutti quegli aggiustamenti che possono provocare infortuni agli apparati muscolare, tendineo e legamentoso.

Figura 15-Smith Machine

3.0 Lo squat test di Cuzzolin

3.1 Principi base

Lo squat test è un test globale sviluppato da Francesco Cuzzolin, attuale preparatore atletico di basket della Benetton Treviso, lui l'ha importato, dal mondo americano e russo e l'ha diffuso e sviluppato in Italia per l'analisi dell'atleta.

Il test consiste nell'eseguire lo squat in 5 posizioni differenti, variando la posizione dell'arto superiore tra le posizioni, questa variazione, poi spiegheremo in seguito, comporta una maggiore tensione della catena miofasciale posteriore, e delle catene miofasciali crociate.

Quindi la cintura addominale e l'articolazione lombo-sacrale per la catena miofasciale posteriore e l'articolazione dell'anca e della spalla, per la catene crociate, rappresentano punti di passaggio, quindi rappresentano zone di instabilità o meglio di compenso nel test; quindi lo squat test ha lo scopo di evidenziare possibili problematiche negli allineamenti, nella mobilità articolare nella flessibilità muscolare e nel posizionamento dei segmenti nell'atleta.

La decisione di usare lo squat come movimento base del test ricade sulla poli-articolarità del movimento, infatti coinvolge interamente il soggetto dall'arto superiore all'arto inferiore nello stesso momento, inoltre è un movimento di grande utilizzo nella pratica sportiva, si pensi ad i movimenti usati nella pesistica, nella muscolazione dell'arto inferiore e in un ultimo è alla base di tutti i movimenti sportivi sia terrestri(colpo di testa, uscita dai blocchi in atletica), che acquatici(partenza, virata).

Durante il test, l'atleta compie dei movimenti non coerenti con la dinamica del gesto che variano al variare delle 5 posizioni, il preparatore fisico può ricavare importanti informazioni poter indirizzare lo staff medico a fare ulteriori

indagini oppure per redigere in un programma di lavoro personalizzato per migliorare la performance del giocatore.

3.2 Modalità esecutive

L'atleta deve essere vestito solo con slip o boxer ed eseguire 5 posizioni con la seguente modalità esecutiva:

- 1- ogni posizione va ripetuta 5 volte;
- 2- l'esecuzione del movimento deve essere lenta e controllata;
- 3- si deve respirare normalmente
- 4- l'angolo di flessione del ginocchio deve essere circa di 60°(dalla verticale)-120°(al ginocchio)
- 5- i piedi devono essere circa alla larghezza delle spalle con le punte ruotate verso l'esterno di circa 15° – 30°;
- 6- lo sguardo deve essere rivolto verso l'avanti – alto.

Posizione 1-A

- Braccia tese e dita incrociate
- Sguardo fisso avanti
- Piedi oltre larghezza spalle
- Punte piedi aperte 15-30°
- Angolo al ginocchio max 60°

Errori riscontrabili:

- Sollevare le caviglie
- Piedi in pronazione
- Piedi in supinazione
- Angolo del ginocchio
- Angolo dell'anca
- Valgismo delle ginocchia



Figura 16-Posizione 1A

- Varismo delle ginocchia
- Carico asimmetrico

La posizione 1-A è la posizione base e l'operatore si concentra principalmente sui movimenti che compie il piede(prono-supinazione),sulla mobilità dell'articolazione tibio-tarsica, del ginocchio e delle sue possibili deviazioni sull'asse antero-posteriori (varo o valgo), ed infine sui movimenti che compie il bacino, infatti un eventuale asimmetria sul piano frontale del bacino potrebbe rappresentare un carico differente del soggetto sulle articolazioni sottostanti.

Posizione 2-B

- Mani ai fianchi con dita avanti
- Gomiti all'indietro
- Sguardo fisso avanti
- Piedi oltre larghezza spalle
- Punte piedi aperte 15-30°
- Angolo al ginocchio max 60

Errori riscontrabili:

- Flessione del busto avanti
- Tenuta della lordosi lombare
- Inclinazione del busto
- Rotazione del busto
- Tenuta del gomito



Figura 17-Posizione 2B

La posizione 2-B è la posizione in cui l'operatore si concentra sul bacino e sulla zona lombare, infatti la posizione obbliga ad un sostegno forzato del tronco da parte del quadrato dei lombi, consentendo una maggiore mobilità articolare del tratto lombare, infatti un miglioramento dell'angolo al ginocchio rispetto alla posizione precedente può indicare la presenza di una buona mobilità lombo sacrale.

Posizione 3-C

- Mani alle spalle
- Gomiti all'altezza delle spalle
- Sguardo fisso avanti
- Piedi oltre larghezza spalle
- Punte piedi aperte 15-30°
- Angolo al ginocchio max 60

Errori riscontrabili:

- Elevazione della spalla
- Gomito non in linea
- Gomito in avanti o indietro
- Caduta in avanti del tratto dorsale
- Inclinazione laterale del dorso



Figura 18-Posizione 3C

Questa posizione riproduce la posizione che si ha durante l'esecuzione dello squat con il bilanciere sulle spalle, quindi ha un feedback immediato e di grande utilità e di sicurezza.

Posizione 4-D

- Braccia a candelabro
- Palmo delle mani aperto in avanti
- Sguardo fisso avanti
- Piedi oltre larghezza spalle
- Punte piedi aperte 15-30°
- Angolo al ginocchio max 60

Errori riscontrabili:

- Avambraccio in avanti o indietro
- Apertura del gomito
- Chiusura del gomito



Figura 19-Posizione 4D

- Tenuta della posizione delle braccia

La posizione 4-D obbliga un raddrizzamento della parte dorsale della colonna, coinvolgendo nell'extrarotazione delle braccia la muscolatura delle scapole.

L'avanzamento delle braccia rispetto al tronco nel piegamento indica un ipotono della muscolatura extrarotatoria della spalla.

Posizione 5-E

- Braccia estese in alto
- Palmo delle mani aperto in avanti
- Sguardo in avanti-alto
- Piedi oltre larghezza spalle
- Punte piedi aperte 15-30°
- Angolo al ginocchio max 60

Errori riscontrabili:

- Braccia piegate
- Braccia in avanti
- Tenuta della posizione delle braccia
- Tenuta della posizione delle mani
- Tenuta della posizione del capo



Figura 20-Posizione 5E

La posizione 5-E è la posizione estrema del test in cui le catene vengono sollecitate in modo massimo, infatti il soggetto è obbligato ad un raddrizzamento della parte alta della colonna vertebrale, e in questi casi si può verificare un avanzamento delle braccia rispetto al tronco, questo indicatore può rappresentare di una presenza di cifosi dorsale con un causato da un accorciamento della muscolatura pettorale.

Le 5 posizioni hanno una progressione crescente di tensione sulle catene miofasciali e sulla coordinazione richiesta alle varie articolazioni interessate.

Il preparatore fisico durante l'esecuzione del test deve cercare di:

- individuare le limitazioni articolari;
- individuare le ipotonie muscolari;
- individuare le ipertonie muscolari;

per potere redigere un programma di riequilibrio eliminando gli esercizi non-ideali oppure per eseguire altri test di tipo analitico oppure test riguardanti lo staff medico.

Bisogna comunque tenere conto che il test è soggetto a una lettura soggettiva e non ha riscontri numerici, quindi l'interpretazione ha bisogno di grande attenzione ed esperienza da parte dell'esaminatore.

Gli errori e i problemi elencati sopra sono i più semplici e facilmente visibili, spesso si sommano ed è quindi discrezione del preparatore qual è stata la causa e quali sono gli adattamenti.

Solitamente le zone che presentano una riduzione della stabilità sono le ginocchia, il bacino e le spalle poiché compensano una riduzione della mobilità delle caviglie, delle anche e del tratto dorsale della colonna vertebrale.

Questo dimostra ulteriormente come il nostro corpo utilizzi delle catene cinetiche, ed è per questo che l'analisi della funzionalità dell'atleta deve essere prima globale poi analitica.

4.0 Squat test nella pratica sportiva

Come visto in precedenza, nella sintesi bibliografica, alcuni autori (Huetake 1998; White and Malone, 1990;) sostengono che le curvature della colonna vertebrale sono più o meno profonde a seconda del tipo di forze che devono assorbire. Tali indicazioni, oltre rilevare differenza tra non sportivi e sportivi, rileva differenza anche tra specialità diverse all'interno degli sportivi.

Il nostro studio conferma tali dati, nella differenza tra sportivi e non sportivi e, all'interno della specialità (nel nostro caso la pallamano) addirittura tra ruolo (vedi portiere) e ruolo. Stando così le cose diviene interessante pensare a un approfondimento dello studio, per verificare con campioni più ampi le differenze sia tra specialità e specialità che tra ruolo e ruolo nella stessa specialità.

Altri studi (Paillard et al, 2006; Assesman et al, 2004; Hugel et al 1999; Golomer et al. 1999; Vuillerme et al. 2001; Watson ,1983)) sostengono poi, che ogni sport sviluppa un adattamento posturale specifico che non è trasferibile nell'usuale postura eretta. Anche in questo caso viene confermata l'idea che l'allenamento specifico e speciale, in una determinata disciplina sportiva, comporta assetti posturali diversificati e discostanti dal normale equilibrio posturale di un soggetto. Tale squilibrio è sicuramente tra le cause di incidenza di infortunio, potremmo anche dire della tipologia di infortunio, che caratterizza determinati sport e che ha portato l'importanza dell'allenamento posturale all'attenzione dei grandi clubs sportivi di alcune discipline.

La prevenzione, infatti, un tempo relegata al solo allenamento propriocettivo dell'arto inferiore, oggi, in relazione al concetto di catene muscolari posturali, pone grande attenzione preventiva all'analisi dell'accorciamento e della rigidità muscolare come indicatori premonitori di un

disequilibrio posturale che può aumentare l'incidenza di infortuni. In tale ambito si colloca lo studio sullo squat test illustrato nel presente lavoro.

Il concetto che la postura sia un costrutto molto complesso che può originare scompensi a qualsiasi livello con ripercussioni finale sul sistema tampone rappresentato dal piede, quando non origina dal piede stesso, amplifica l'attenzione da porre su questi segmenti e da forza all'idea di un test, come lo squat, basato proprio sul movimento dell'arto inferiore che possa evidenziare aggiustamenti posturali derivanti da un qualsiasi punto delle catene miofasciali.

L'idea di valutare gli atleti per prevenire scompensi posturali facilitanti l'insorgenza di infortuni, non è nuova anche se relegati alla propriocezione dell'arto inferiore e delle caviglie in particolare. In tale ambito venivano ricercati i fattori intrinseci di rischio per gli infortuni della caviglia in relazione alla propriocezione, all'oscillazione posturale, l'ampiezza di movimento, la forza e, anche, e il tipo di piede (Baumhauer et al, 1995; Bernier & Perrin, 1998; Ekstrand e Gillquist, 1983; Freeman et al, 1965; Garrick, 1977; Schambaugh, 1991). Inizialmente il focus attentivo era nella relazione tra infortuni della caviglia e propriocezione (Freeman, 1965). Tali studi suggerirono che deficit di controllo motorio e di equilibrio si manifestavano dopo un infortunio di caviglia. In tal senso, obiettivo di questi ricercatori era determinare, prima della stagione agonistica, se misure dell'equilibrio, basate sulle oscillazioni posturali potessero predire la suscettibilità verso gli infortuni della caviglia (Mc Guine et al, 2000).

Tale filosofia coincide con l'idea che la posturologia entra a far parte delle metodiche di allenamento degli atleti per evidenziare le alterazioni di appoggio dello sportivo e prevenire l'insorgere di patologie muscolo-tendinee legate a vizi posturali (Parisi et al 2002)

In ogni caso, o con l'antico riferimento alla sola propriocezione podalica o secondo le nuove teorie della riprogrammazione posturale globale

l'allenamento propriocettivo è stato raccomandato dalla letteratura (Freeman, 1981; Gauffin, 1988; Lephart, 1997). Gli effetti dell'esercizio propriocettivo sono state valutate attraverso test che riguardavano la riproduzione dell'angolo (Berniere, 1998; Glencross, 1981; Jerosh et al 1994), oscillazione posturale (Hoffman, 1995; Berniere, 1998; Gauffin 1988) e il tempo di reazione muscolare (Javed, 1999; Shet, 1997).

Oggi i preparatori atletici e i fisioterapisti ricorrono ad analisi, anche empiriche, e a test innovativi che possano aiutare anche tutti i preparatori atletici a valutare le condizioni dei propri atleti prima di sottoporli a programmi di allenamento intensi. In tale ambito si colloca anche lo squat test di Cuzzolin che appare abbastanza diffuso nell'ambito sportivo, soprattutto nella pallacanestro e nel basket.

L'idea di utilizzare un test facile e in posizioni obbligate, deriva da studi precedenti che hanno messo in evidenza come la costrizione in determinate posizioni determina la comparsa delle compensazioni posturali inconsapevoli nell'atleta. In alcuni studi, ad esempio, è risultato che l'elevazione di un singolo braccio è preceduta dalla inibizione ipsilaterale del soleo, l'attivazione contro laterale del tensore della fascia lata (flessore anca), l'attivazione ipsilaterale del semitendinoso e ipsilaterale del medio gluteo (estensore anca). Se entrambe le braccia vengono elevate, il tensore della fascia lata (flessore dell'anca) diviene inattivo mentre il semitendinoso e il medio gluteo divengono attivi su entrambi i lati (Frank, 1990). Le conseguenze funzionali di questa attività muscolare non sono ben chiare ma , certamente, giustificano quanto detto sulla complessità d'azione delle catene posturali. Durante l'elevazione bilaterale delle braccia, le forze destabilizzanti sembrano ristrette al piano antero-posteriore. Gli aggiustamenti posturali, in questo compito, comportano solo l'attivazione degli estensori dell'anca. L'assetto sul piano antero-posteriore, la stazione eretta è controllata dalla sinergia di caviglia, di anca o loro combinazioni. La sinergia di caviglia è caratterizzata

dall'attivazione dei muscoli anteriori o posteriori in una sequenza disto-proximale; la stazione eretta è compensata da una torsione generata nelle caviglie. la sinergia d'anca è caratterizzata dalla attivazione dei muscoli anteriori o posteriori ma in una sequenza prossimo-distale. La primaria attivazione dei muscoli del tronco e dell'anca muove il centro di massa corporeo indietro sopra la base di supporto in ordine al mantenimento della stazione eretta.

L'incapacità di controllare la corretta postura di questo movimento ha influenze dirette sul Q-angle e Tillman (2005) sostiene che un più grande Q-angle incrementa le componenti di forza orizzontale del quadricipite e spinge la patella lateralmente rendendo queste strutture più vulnerabili al carico e, dunque, agli infortuni (Bringoux, 2001). L'incremento del Q-angle si associa con l'incremento del valgismo dell'arto inferiore e con il correlato valgismo della caviglia(Tillman, 2005), il conseguente allineamento della tibia e del femore sul piano frontale predispone agli infortuni del ACL, Beckett et al (1992) giunsero alla stessa conclusione rispetto alla prolungata pronazione e rotazione interna della tibia.

La stabilità posturale è necessaria per evitare qualsiasi rischio di infortuni durante alcune attività sportive (Leroy, 2000). L'intenso allenamento specialistico unilaterale induce lo sviluppo di asimmetrie muscolari. Gli aggiustamenti anticipatori posturali (APA) si manifestano prima dell'inizio di un movimento naturale. Essi corrispondono a un fenomeno dinamico per cui sono pre-programmati centralmente e anticipano le perturbazioni posturali e l'equilibrio connessi con il movimento.

4.1 L'uso dello "Squat Test" nella preparazione atletica

Le necessità di performance, in molti giochi sportivi, richiedono agli atleti la reiterazione di movimenti rapidi, economici e in sicurezza. Il test fondamentale, di buon stato psicofisico, è il campo, la gara, la partita. Per tale motivo, la moderna metodologia di allenamento, tende ad avvicinarsi al modello funzionale prestativo della disciplina praticata.

Al di là dei chili sollevati in allenamento, del miglioramento nei test di rapidità, quello che conta è preparare atleti sani ed efficienti in grado di dare quantità e qualità alla performance. Tale efficienza, apparentemente correlata alla sola forza muscolare e al suo costante incremento, viene ultimamente ricercata anche negli aspetti di controllo corporeo, di equilibrio nella sinergia tra assetto posturale (muscolatura stabilizzatrice) e prestazione tecnica (muscolatura dinamica). In tal senso si cerca di allenare atleti capaci di eseguire la tecnica efficacemente con riduzione massima di atteggiamenti compensatori (riequilibrio) per garantire la qualità esecutiva.

Non appare possibile, in relazione a quanto appena detto, programmare il carico motorio soggettivo senza conoscere lo status fisico-strutturale degli atleti, i loro punti deboli o gli eventuali squilibri senso motori.

A tal fine si rendono necessarie valutazioni funzionali, cioè in grado di stabilire se l'atleta mostra corretti requisiti strutturali, muscolari e sensoriali per poter reiterare i movimenti richiesti dalla disciplina senza rischiare di subire microtraumi o infortuni durante la performance stessa.

Alcuni indicatori sono già condivisi dai preparatori atletici rispetto alla valutazione funzionale dell'atleta:

- *range articolare del movimento*: la sua limitazione, col sovraccarico o in posizioni forzate, è indice di compensazioni che limitano la qualità esecutiva.
- Gli *effetti della velocità esecutiva*, che non deve pregiudicare né il controllo né l'ampiezza del movimento.
- *l'economia del movimento* che non deve essere messa in crisi dalla presenza di squilibri posturali indotti da accorciamenti muscolari all'interno della catena posturale.

Da questo presupposto è nata la tendenza a valutare ogni singolo atleta per comprendere a quali carichi o stimoli è possibile sottoporlo per migliorare la sua performance senza

alterare lo stato di salute prevenendo, anche, il rischio di infortuni dovuti a lacune nella preparazione fisica. In altre parole, si sta delineando la tendenza a verificare, soprattutto nei giovani talenti, la presenza di eventuali limitazioni funzionali che possano mettere a rischio la potenziale evoluzione del soggetto e, non meno importante, la possibilità di incorrere in traumi indiretti³ da performance.

Lo squat test è nato come strumento per valutare i prerequisiti articolari e muscolari, ovvero per verificare l'equilibrio esistente tra forza e allungamento muscolare. Il movimento dello squat, semplice, poli-articolare e in catena cinetica chiusa, offre caratteristiche di grande sicurezza e, inoltre, rappresenta uno dei movimenti più utilizzati nella performance di molti sport di squadra e nelle fasi di preparazione fisica:

³ Si intende per traumi indiretti quelli indipendenti dal contatto fisico con altri giocatori, ma legati ad infortuni provocati dalla stanchezza, dal cedimento o dall'errore del soggetto stesso.



Figura 21-Flottaggio laterale, Movimenti di frenata, Rimbalzo

- movimenti di flottaggio laterale: sono movimenti realizzati sul piano frontale o su piani intermedi obliqui, con i quali l'atleta si muove per seguire l'avversario, per posizionarsi rispetto alla palla, per chiudere spazi (come nel muro nella pallavolo) (Fig.21-22a).
- movimenti di frenata, realizzati in forza dello smarcamento dall'avversario, o per eseguire una finta, o per reagire all'avversario stesso (Fig.21)
- Movimenti legati al rimbalzo(nel basket) o di ricezione (pallavolo) (Fig.21-22b)
- movimenti legati ad esercizi di rafforzamento muscolare (Fig. 23)



Figura 22a-Muro nella pallavolo

Figura 22b-Ricezione nella pallavolo nella pallavolo

In relazione a questi movimenti e alla necessità di conoscere lo stato funzionale dell'atleta, lo squat test è significativamente diffuso tra i preparatori della pallacanestro e della pallavolo.



Figura 23-Esercizio di rafforzamento muscolare

Grazie a una intervista, è stato possibile raccogliere dati relativi all'uso, sul campo, dello Squat Test. L'intervista si basava su una serie di domande semi-strutturate, cioè guidate, che lasciavano possibilità di risposta aperta. Alla domanda principale seguivano una serie di indicazioni secondarie tendenti ad aiutare

l'interpretazione da parte dell'intervistato.

Il protocollo dell'intervista era il seguente:

- 1) Utilizza lo squat test?
 - Se sì quale?
 - Se sì, da quanto tempo?
 - Se sì, in forma dinamica (breve descrizione)
in forma statica (breve descrizione)
altro.....
- 2) Con quale protocollo?
 - posizioni utilizzate
 - condizionamento pre-test
 - consegne date agli atleti
 - ✓ punto di fissazione
 - ✓ velocità esecutiva: libera – lenta- controllata
 - ✓ posizione busto
 - ✓ posizione piedi: passo – punte – talloni
 - ✓ angolo di massima flessione al ginocchio

- ✓ controllo massima estensione fino al recurvatum
 - ✓ uso di calzature
 - ✓ altro
 - Eventuale numero di ripetizioni
 - Ripetizioni osservate: tutte – quelle centrali – altro
 - Indicatori osservati nelle varie posizioni
- 3) Indicatori osservati
- postura tronco
 - postura anche
 - postura caviglie
 - altro
- 4) altro

Nella pallavolo, su 42 preparatori intervistati, 19 utilizzano lo squat test (14 di A1/A2 e 5 di serie minori) mentre nella pallacanestro sono stati intervistati 15 preparatori atletici tutti della serie A1, da questa intervista è emerso le modalità di attuazione del test, pur conformi alle indicazioni originali del protocollo Cuzzolin, variano nella forma in relazione all'esperienza personale e al tipo di cultura dei preparatori atletici stessi.

Le indicazioni pervenute sono sintetizzabili nelle seguenti note:

Ambito della pallavolo:

- l'esecuzione dello squat viene realizzata in forma dinamica (52.6%), in forma dinamica e statica(42,1%) e in forma statica (5,3%). L'esecuzione in forma sia statica che dinamica, viene spiegata in relazione a due necessità: la prima relativa a bloccare gli atleti nel punto di flessione al ginocchio in cui si manifestano compensi posturali; la seconda relativa a fissare determinate posizioni e verificarne la tenuta posturale.

- le posizioni utilizzate, cinque secondo il protocollo Cuzzolin, vengono realizzate tutte (36,8%), alcune (47,4%) , una sola (15,8%). Le ragioni di queste scelte sono legate alla semplificazione del test, alla ridondanza dei dati osservativi legati ad alcune posizioni, alla necessità di velocizzare il test.
- il test viene somministrato a freddo (52,6%) o a seguito di condizionamento (47,4%). All'interno del gruppo che condiziona gli atleti si riscontra un'ulteriore suddivisione tra chi propone un riscaldamento articolare (55,6%), un riscaldamento cardiovascolare (22,2%) o un richiamo propriocettivo sull'esecuzione dello squat (22,2%).
- il 21,1% richiede all'atleta di mantenere un punto di fissazione, mentre il 78,9% non fornisce alcuna consegna in tal senso.
- l'esecuzione del movimento viene richiesta in forma lenta e controllata (52,6%), in forma solo lenta (36,8%) e in forma libera (15,8%).
- il 26,3% richiama gli atleti a mantenere il busto più eretto possibile, mentre il 73,7% non utilizza questo richiamo.
- Per quanto concerne la posizione dei piedi, il 78,8% richiede un passo normale (larghezza delle spalle), il 15,8% un passo largo (più ampio della larghezza delle spalle) e un 5,3% lascia liberi gli atleti. Il 94,7% richiede la posizione divaricata delle punte dei piedi (circa 30%), solo il 5,3% richiede un'esecuzione a piedi paralleli. I talloni devono essere mantenuti al suolo e uniti (84,2%) o liberi (15,8). La possibilità di sollevare i talloni è legata all'osservazione del limite di flessione al ginocchio per il quale il tallone rimaneva a contatto col suolo.
- l'angolo di flessione al ginocchio viene lasciato a libera scelta dell'atleta (52,6%), richiesto a 90° (36,8%) oppure a 120° (10,5%). L'angolo libero viene utilizzato per vedere a quale angolazione l'atleta non riesce

- più a tenere il tallone al suolo. Nelle altre due situazioni l'atleta deve raggiungere l'angolazione richiesta senza sollevare il tallone dal suolo.
- il 73,7% fa eseguire il test a piedi scalzi, il 26,7% richiede l'esecuzione del test con le scarpe da gara.
 - il numero di ripetizioni richieste è pari a 6 (15,8%); 4 (47,4%) e 3 (36,8%). In alcuni casi la serie di 3 ripetizioni viene ripetuta due volte. Le ripetizioni vengono analizzate tutte nel 89,5% dei casi, viene esclusa solo la prima nel 10,5% dei casi.
 - Indicatori osservati:
 - ✓ allineamento/rotazione spalle (9) 13,24%
 - ✓ flessione busto (13) 19,2%
 - ✓ tenuta lombare (10) 14,71%
 - ✓ rotazione/basculle bacino (10)14,71%
 - ✓ ginocchio valgo/varo (10) 14,71%
 - ✓ ginocchia avanzate (4) 5,88%
 - ✓ adduzione/abduzione caviglie (10)14,71%
 - ✓ blocco caviglie (2)2.94%

Ambito della pallacanestro :

- l'esecuzione dello squat viene realizzata in forma dinamica (77.8%), in forma dinamica e statica(22,2%) L'esecuzione in forma sia statica che dinamica è relativa a bloccare gli atleti nel punto di flessione al ginocchio in cui si manifestano compensi posturali.
- le posizioni utilizzate, cinque secondo il protocollo Cuzzolin, erano realizzate tutte (11,1%), solo in parte (77,8%) o solo una (11,1%). Le ragioni di queste scelte erano legate alla semplificazione del test, alla ridondanza dei dati osservativi legati ad alcune posizioni.
- il test viene somministrato a freddo (88,69%) o a seguito di condizionamento (11,1%).

- Nessuna indicazione riferita al punto di osservazione.
- l'esecuzione del movimento viene richiesta in forma lenta e controllata (66.7%), e in forma libera (33,3%).
- Tutti forniscono l'indicazione di mantenere il busto eretto durante l'esecuzione.
- Per quanto concerne la posizione dei piedi, il 55,2% richiede un passo normale (larghezza delle spalle), il 22,4 un passo largo (più ampio della larghezza delle spalle) e un 22,4% lascia liberi gli atleti. Il 55,6% richiede la posizione divarica delle punte dei piedi attorno ai 30%, I talloni devono essere mantenuti al suolo uniti (66,7%) o liberi (33,3%). La possibilità di sollevare i talloni è legata all'osservazione del limite di flessione al ginocchio per il quale il tallone rimane a contatto del suolo.
- l'angolo di flessione al ginocchio viene lasciato a libera scelta dell'atleta L'angolo libero viene utilizzato per vedere a quale angolazione l'atleta non riesce più a tenere il tallone al suolo.
- il test viene eseguito a piedi scalzi.
- il numero di ripetizioni richieste è pari a 3 o 4.
- Indicatori osservati:
 - ✓ allineamento/rotazione spalle 14,3%
 - ✓ flessione busto 7,1%
 - ✓ tenuta lombare 28,6%
 - ✓ rotazione/basculare bacino 21,4%
 - ✓ ginocchio valgo/varo 14,3%
 - ✓ ginocchia avanzate
 - ✓ adduzione/abduzione caviglie 14,3%
 - ✓ blocco caviglie

Il confronto tra ambito pallavolistico e cestistico è riassunto nella tabella sottostante:

PALLAVOLO	BASKET
esecuzione dinamica (52,6%), dinamica e statica(42,1%) statica (5,3%).	esecuzione dinamica (77,8%), dinamica e statica (22,2%) -----
Tutte le posizioni (36,8%), solo in parte (47,4%) solo una (15,8%).	tutte le posizioni (11,1%), solo in parte (77,8%) solo una (11,1%).
somministrazione a freddo (52,6%) a seguito di condizionamento (47,4%).	somministrazione a freddo (88,69%) a seguito di condizionamento (11,1%).
21,1% richiede punto di fissazione, 78,9% nessuna indicazione	----- 100% Nessuna indicazione .
l'esecuzione lenta e controllata (52,6%), forma solo lenta (36,8%) forma libera (15,8%).	l'esecuzione lenta e controllata (66,7%), ----- forma libera (33,3%).
il 26,3% ricorda agli atleti di mantenere il busto più eretto possibile, il 73,7% non utilizzava questo richiamo.	Tutti davano l'indicazione di mantenere il busto eretto durante l'esecuzione.
Posizione dei piedi, il 78,8% passo normale il 15,8 un passo largo	posizione dei piedi, il 55,2% passo normale Il 22,4 un passo largo

<p>il 5,3% lasciava liberi gli atleti.</p> <p>Il 94,7% punte piedi 30%, il 5,3% piedi paralleli.</p> <p>Talloni al suolo uniti (84,2%) Talloni liberi (15,8).</p>	<p>IL 22,4% lasciava liberi gli atleti.</p> <p>Il 55,6% punte piedi 30% -----</p> <p>Talloni al suolo uniti (66,7%) Talloni liberi (33,3%).</p>
<p>l'angolo di flessione al ginocchio LIBERO (52;6%), 90° (36,8%) 120° (10,5%).</p>	<p>l'angolo di flessione al ginocchio LIBERO ----- -----</p>
<p>il 73,7% a piedi scalzi, il 26,7% con le scarpe da gara.</p>	<p>il test viene eseguito a piedi scalzi. -----</p>
<p>il numero di ripetizioni richieste 6 (15,8%); 4 (47,4%) 3 (36,8%).</p>	<p>il numero di ripetizioni richieste ----- 3 o 4. (100%)</p>
<p>➤ Indicatori osservati:</p> <p>✓ allineamento/rotazione spalle 13,24%</p> <p>✓ flessione busto 19,2%</p> <p>✓ tenuta lombare 14,71%</p> <p>✓ rotazione/basculare bacino 14,71%</p> <p>✓ ginocchio valgo/varo 14,71%</p> <p>✓ ginocchia avanzate 5,88%</p>	<p>➤ Indicatori osservati:</p> <p>✓ allineamento/rotazione spalle 14,3%</p> <p>✓ flessione busto 7,1%</p> <p>✓ tenuta lombare 28,6%</p> <p>✓ rotazione/basculare bacino 21,4%</p> <p>✓ ginocchio valgo/varo 14,3%</p> <p>✓ ginocchia avanzate</p>

✓ adduzione/abduzione caviglie 14,71%	✓ adduzione/abduzione caviglie 14,3%
✓ blocco caviglie 2.94%	✓ blocco caviglie

Le differenze e le similitudini, tra i preparatori atletici di pallavolo e pallacanestro, sono molteplici, a conferma di quanto sia empirico e soggettivo l'uso di questo strumento di valutazione funzionale.

Per questo il nostro studio, oltre a fornire indicatori validati, ha l'intento di uniformare e rendere oggettivo il protocollo del test.

L'esecuzione dello squat, pur risultando "dinamica per la maggior parte dei preparatori, appare come dato caratteristico nell'ambito della pallacanestro, mentre nella pallavolo potremmo riconoscere una sostanziale parità tra chi esegue il test dinamico e chi, invece in forma, statica/dinamica (Fig.24)

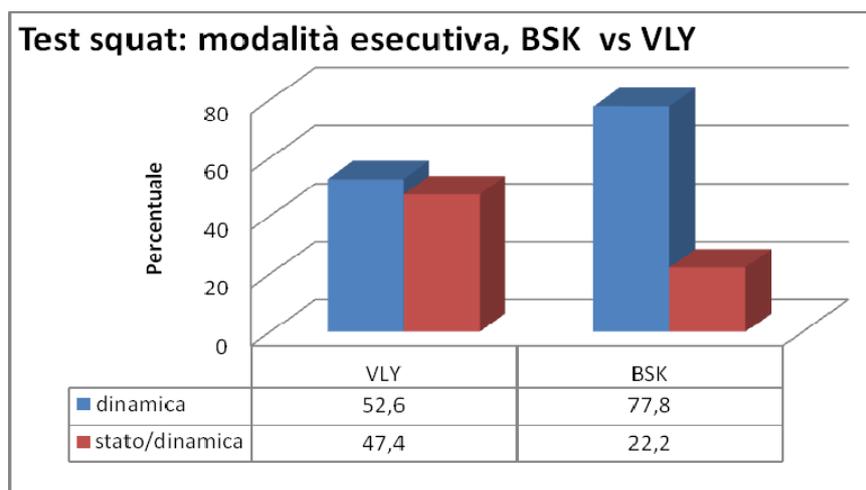


Figura 24-Differenze tra le modalità esecutive sia nel basket che nella pallavolo

Anche l'uso delle posizioni trova una situazione meglio delineata tra i cestisti che utilizzano solo una parte di esse, fondamentalmente tre, mentre nell'ambito pallavolistico, pur essendo in percentuale maggiore quelli che non utilizzano tutte le posizioni, esiste un buon numero di preparatori che le usano tutte (Fig. 25)

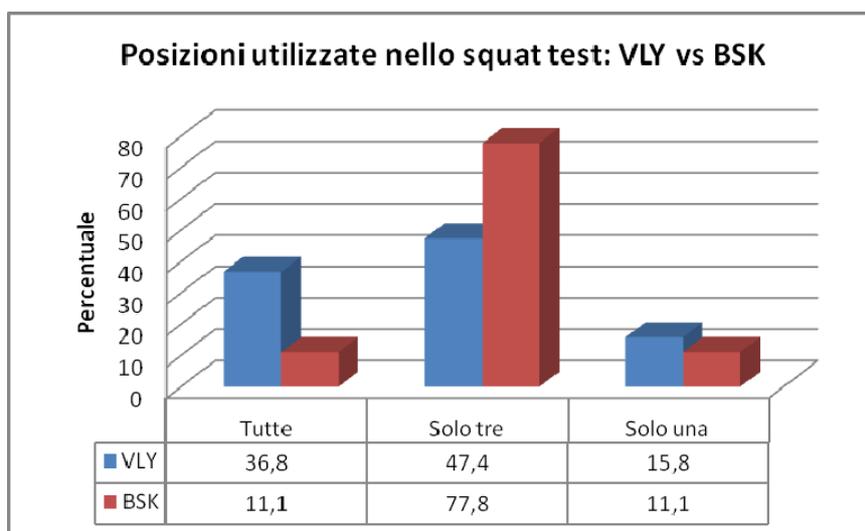


Figura 25-Le posizioni utilizzate dello Squat Test tra basket e pallavolo

Anche nell'utilizzo del condizionamento pre-test, i dati assomigliano a quelli precedenti. I pallavolisti si dividono in due compagini, abbastanza equilibrate, tra chi fa eseguire il condizionamento e chi, invece, fa eseguire il test a freddo. Nel basket, invece, si delinea una schiacciante maggioranza di preparatori che fanno eseguire il test a freddo. Questa modalità, per quanto affermano gli operatori, è utilizzata per mettere in crisi l'apparato propriocettivo con l'intenzione di accentuare i compensi in presenza di squilibri posturali. (Fig. 26)

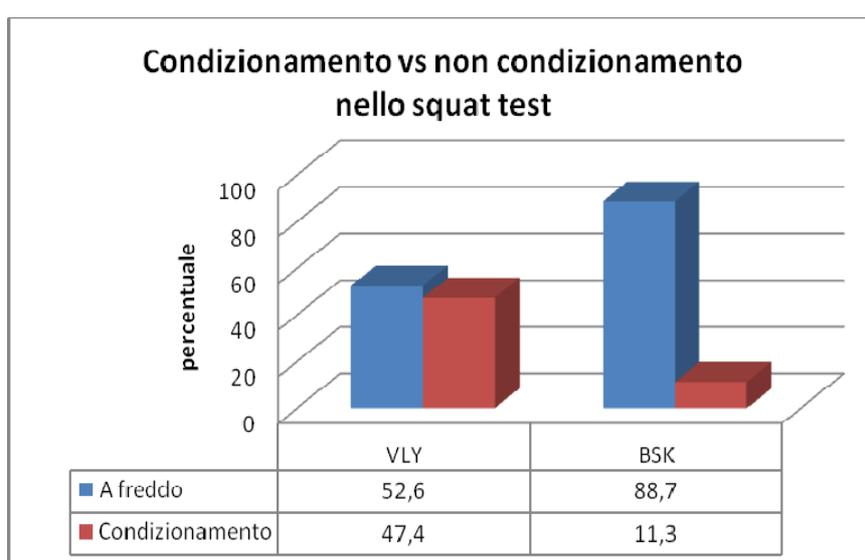


Figura 26-Differenza del condizionamento organico tra basket e pallavolo

Maggiore equilibrio si riscontra, invece, nella mancata indicazione, fornita agli atleti, rispetto a un punto di fissazione. Ad una percentuale del 100%, nei preparatori del basket, risponde una percentuale del 78,9% nei pallavolisti. Anche l'esecuzione, lenta e controllata, trova accordo nei due ambiti.

Le discrepanze compaiono di nuovo nell'indicazione rispetto al mantenimento dell'allineamento del busto, durante l'esecuzione del test. Mentre i preparatori del basket sono tutti concordi nell'informare gli atleti rispetto alla necessità di mantenere allineato il busto, senza inclinarlo o fletterlo avanti, i pallavolisti lasciano maggiormente liberi gli atleti. Noi, fondamentalmente, concordiamo con i cestisti in quanto il nostro obiettivo è quello di verificare i compensi e dunque richiedendo regole esecutive uguali per tutti e vincolanti nell'esecuzione per esaltare i comportamenti di compenso e riequilibrio.(Fig.27)

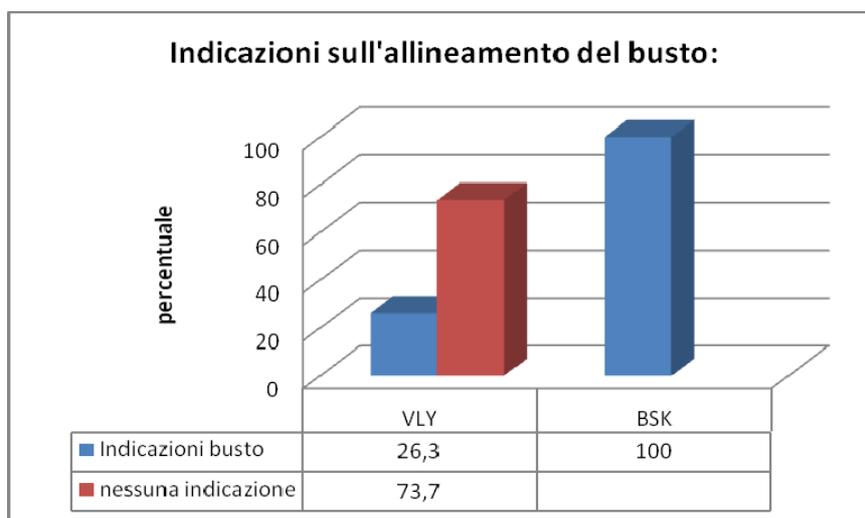


Figura 27-Differenza dell'inclinazione del Busto tra Basket e pallavolo

Per quanto concerne le indicazioni per l'arto inferiore, le indicazioni condivise, anche se con percentuali diverse, sono relative al mantenimento di un passo normale, tra le prese dei piedi, il divaricamento delle punte, di circa 30° e il mantenimento dei talloni al suolo, durante l'esecuzione.(Fig.28)

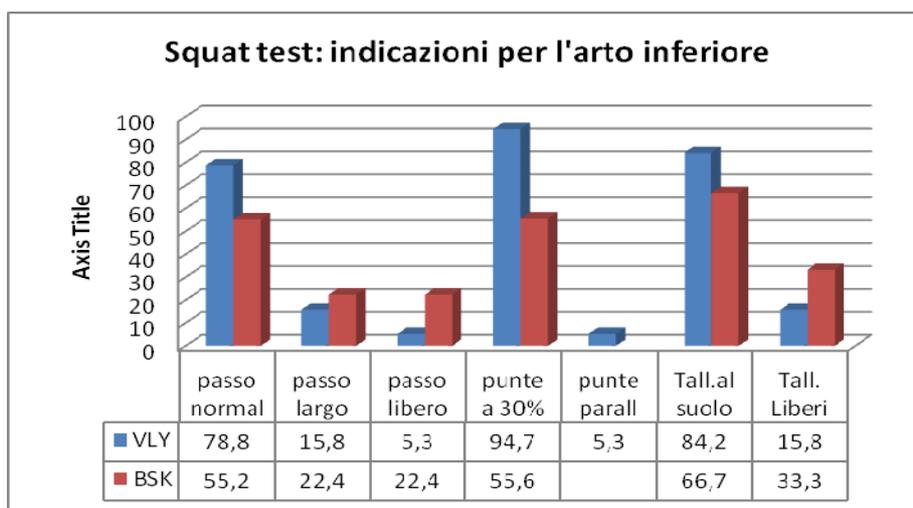


Figura 28-Indicazione sull'arto inferiore durante il test tra basket e pallavolo

Per quanto concerne il range di movimento al ginocchio, nel basket non vi è alcuna richiesta, dunque gli atleti interpretano liberamente il grado di piegamento da effettuare. Nel caso della pallavolo, invece, pur confermando, nella maggioranza dei casi l'idea di lasciare la libera interpretazione agli atleti, esiste anche una percentuale cospicua che chiede il piegamento fino a 90° e una percentuale minima a 120°.(Fig.29)

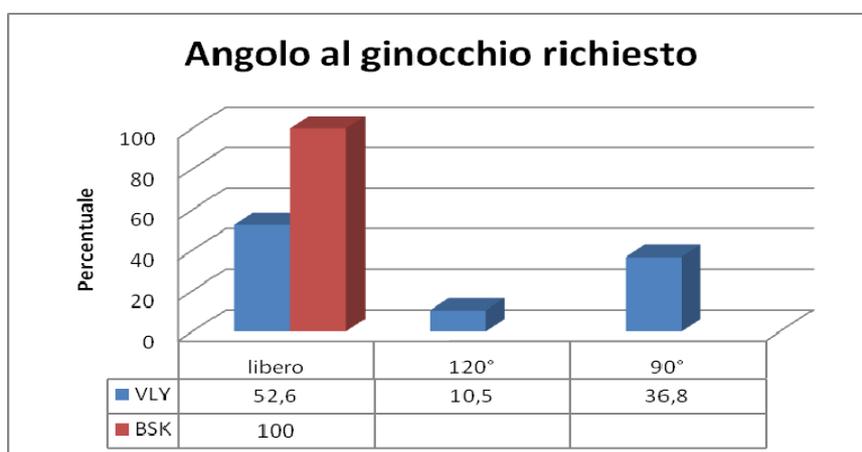


Figura 29-Differenza all'Angolo al ginocchio tra basket e pallavolo

L'effettuazione del test a piedi scalzi appare condivisa sia nell'ambito della pallacanestro (100%) che in quello della pallavolo (73,7%). Solo una percentuale inferiore di preparatori (26,3%) richiede l'esecuzione con le scarpe da gara per riprodurre le stesse condizioni delle competizioni.

Il numero di ripetizioni sembra condiviso nel numero di 3 o 4, sono una percentuale minore di preparatori richiede l'esecuzione di 6 ripetizioni(Fig.30)

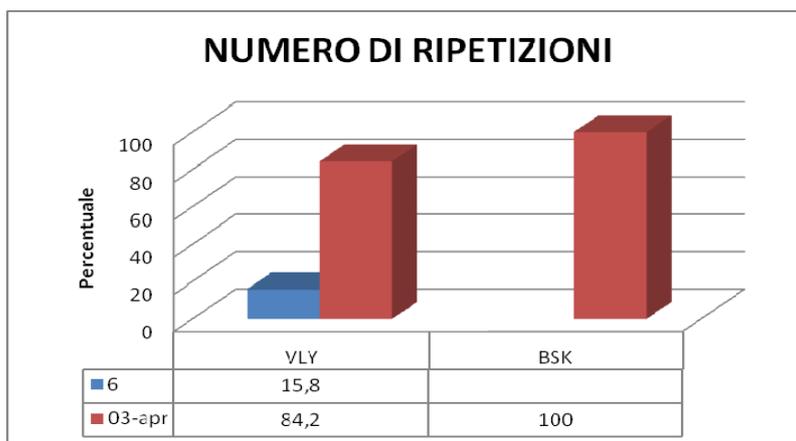


Figura 30-Numero di ripetizioni utilizzate tra basket e pallavolo

Nell'ultimo grafico sono visibili gli indicatori posturali osservati dai preparatori durante l'esecuzione dello squat test. E' possibile verificare la congruità di alcuni indicatori (allineamento spalle, ginocchio varo/valgo, adduzione/abduzione caviglie), condivisi dai preparatori atletici, e l'incongruità degli altri. (Nella nostra ricerca abbiamo evidenziato, ad esempio che la flessione del busto risulta essere un indicatore importante e facile da rilevare) Nel grafico sottostante, tale indicatore sembra apprezzato solo dai preparatori della pallavolo e meno da quelli della pallacanestro.(Fig.31)

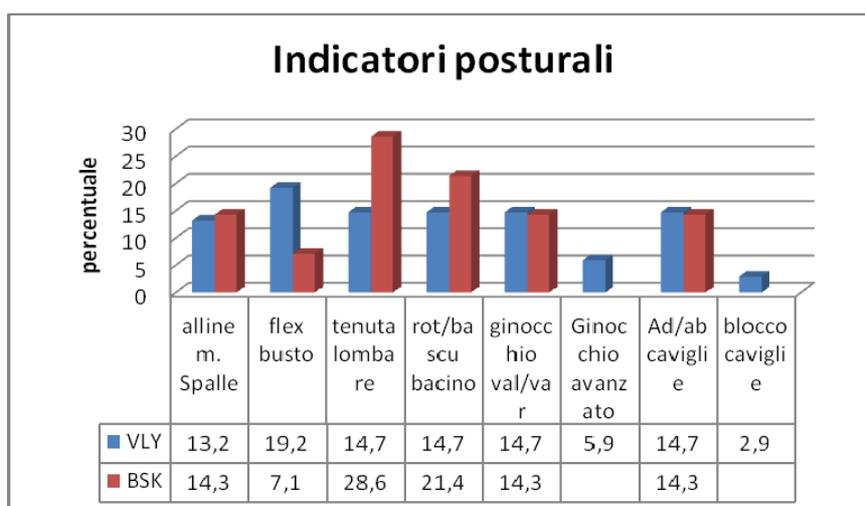


Figura 31.Quali sono gli indicatori osservati

5.0 Motivazioni delle scelte del protocollo

In questo paragrafo motiviamo alla luce della letteratura scientifica sullo squat, sui concetti posturali e sulle modalità esecutive dello squat test in ambito sportivo le nostre scelte sul protocollo esecutivo del test.

➤ Tipologia esecutiva del test: nel nostro studio abbiamo testato gli atleti solo nella forma dinamica, questa scelta è stata determinata dal fatto che i soggetti durante il gesto tecnico, giocano e si muovono con azioni motorie ad alte frequenze e soprattutto i giocatori devono essere in grado di avere una propriocezione-cinestesia durante il movimento in forma puramente dinamica.

➤ Condizionamento: il nostro protocollo prevede un breve condizionamento dovuto alla presa di coscienza delle varie posizioni che il soggetto dovrà assumere durante il test e soprattutto perché il soggetto sarà testato in situazione affaticata, situazione di possibile sia a livello cardio-circolatorio che a livello di equilibrio.

Oltretutto il condizionamento è presente nella normale vita di relazione, basti pensare ai primi momenti dopo la sveglia mattutina, quando le nostre funzioni, ancora appannate, richiedono un piccolo lasso di tempo per giungere a una prestazione efficace seppur riferita alla normalità quotidiana. Inoltre, il condizionamento è presente nelle situazioni di performance; il nostro obiettivo è quello di rispecchiare il più possibile la situazione di gara.

Se il test fosse eseguito a freddo si potrebbero introdurre variabili incontrollabili che falsano la percezione degli atleti. Infatti, in tale

situazione, i soggetti potrebbero adottare compensi anomali che non adotterebbero nella situazione a caldo.

➤ Posizione del capo: alla luce dei nostri dati in bibliografia la posizione dello sguardo è un fattore molto importante, infatti condiziona la tensione sulla catena miofasciale posteriore inducendo un aumento o diminuzione del tono in relazione all'estensione o flessione del capo (Donnelly,2006).

➤ Consegne durante l'esecuzione del test: nell'intervista abbiamo rilevato che gli atleti durante il test vengono e devono mantenere una velocità, un ritmo esecutivo e una posizione vincolante; nel nostro protocollo, diamo consegne, l'unica è lo sguardo fisso su un punto davanti a loro.

Se diamo consegne troppo restrittive verifichiamo non gli scompensi ma solo la loro mobilità o la loro capacità di mantenere una posizione.

➤ Posizione dei piedi: posizione confortevole con un passo normale e il contatto piede-suolo deve essere mantenuto per la durata del test. Questa scelta è stata influenzata dalla ricerca bibliografica sulla modalità di esecuzione dello squat (si rimanda al paragrafo 2.3 Posizioni dei piedi)

➤ Angolo al ginocchio: in contrasto con l'attività da campo svolta dai preparatori ma in sintonia con quanto riportato in letteratura il protocollo da noi studiato prevede un angolo di flessione al ginocchio di 120° perché è l'angolo in cui il quadricipite sviluppa la maggior forza isometrica (Marcora 2000). Quindi a 120° è possibile avere un Rate of Force Development maggiore rispetto ai 90°(Escamilla R.F., 2000). (Per un maggiore approfondimento si rimanda al paragrafo 2.4 Angoli alle ginocchia).

➤ Uso di calzature: i preparatori atletici richiedono un'esecuzione a piedi scalzi. La calzatura, infatti, diviene una variabile incontrollata in relazione al vantaggio che può dare alle compensazioni di caviglia, all'impossibilità di avere scarpe uguali per tutti, all'eventuale effetto di "piede cieco" dovuto allo spessore delle soles e alla loro elasticità che attutisce le micro-oscillazioni posturali. Nel nostro caso per poter avvicinarsi il più possibile alla situazione gara abbiamo deciso di far indossare calzature ai soggetti testati.

➤ Numero di ripetizioni: nei protocolli in uso sul campo, i preparatori atletici considerano tutte le ripetizioni eseguite nel test e, in pochi casi, viene esclusa solo la prima. Nel nostro test abbiamo deciso di escludere la prima e l'ultima, osservando sono quelle centrali affinché il soggetto fosse il più omogeneo possibile e per evitare la perdita di dati dovuta alla stereofotogrammetria.

➤ Indicatori: verrà approfondito nelle conclusioni dello studio scientifico, per poter fornire un feed-back agli operatori sul campo e rendere il protocollo del test il più oggettivo possibile.

6.0 Analisi quantitativa dello squat test

Scopo

Lo scopo di questo progetto è la predisposizione di un corretto protocollo dello squat test, che consenta di fornire una serie di indicatori, di pronto utilizzo e supportati scientificamente, per i preparatori atletici nella valutazione funzionale dei loro giocatori rispetto alla prevenzione degli infortuni, per un aumento della loro performance e effectiveness atletica.

Materiale e metodi

Per l'esecuzione dell'esperimento abbiamo usato 7 soggetti sani (4 sportivi allenati e 3 soggetti non allenati), che almeno da 3 anni non andavano incontro ad infortuni gravi (LCA disease, fratture, operazioni) e 3 atleti



Figura 32-Azione di gioco della pallamano

infortunati (ALC⁴disease), un soggetto era nel periodo pre-operatorio da 2 mesi prima dell'evento traumatico, mentre due atleti erano nel periodo post-operatorio da almeno 2 mesi dall'operazione di ricostruzione dell' ACL.

Il confronto è stato fatto tra 3 soggetti definiti non-sportivi (NNS), cioè soggetti che solo

⁴ ACL: Legamento Crociato Anteriore.

in passato avevano svolto attività agonistica ma che da almeno 1 anno erano fermi dalla pratica sportiva e 4 soggetti sportivi (S) che svolgevano sport professionistico nel gioco della pallamano, sport ad alta velocità di gioco.

Tabella 5-Campione Studiato

	Età	Peso(kg)	Altezza(m)
Mean	24,0	83,4	1,90
St.dev	3,0	6,5	0,1

Attrezzatura

Lo studio sullo squat test si è avvalso sia della valutazione cinematica che dinamica.

Per la valutazione cinematica è stata usata la stereofotogrammetria, quindi



Figura 33-Posizionamento dei markers sul soggetto e dello stesso sulle pedane di forza

un'analisi tridimensionale del soggetto, attraverso l'hardware della BTS Bioengineering (Milano, Italia) costituito da 6 telecamere a raggi infrarossi con una frequenza di campionamento di 60 HZ. Sul soggetto sono stati posizionati 40 markers per ricostruire il soma in 3-D.

Il soggetto è stato calibrato facendo uso del protocollo C.A.S.T. (Cappozzo et al., 1995), i markers sono stati posizionati nel seguente modo: 3 sul viso, 2 sugli acromion (punto di repere), 4 sul torace, 3 sul rachide del soggetto (C7-L5-S1)⁵, 2

sull'articolazione del gomito (punto di repere), 2 sul II metacarpo (punto di

⁵ C7: settima vertebra cervicale; L5: quinta vertebra lombare; S1: prima vertebra sacrale.

repere), 2 sulle SIAS⁶ (punto di repere), 4 su ciascuna coscia, 4 su ciascuna gamba, 3 su ciascun piede del soggetto.

Per la valutazione dinamica dello squat sono state usate 2 pedane dinamometriche (Bertec, Ohio, USA) ognuna per ogni piede del soggetto testato, la frequenza di campionamento è stata 960Hz. Quindi è stata acquisita la forza di reazione piede suolo (ground reaction force,GRF) ed il centro di pressione (CoP) del soggetto durante lo squat.

Sia le variabili cinematiche che dinamiche sono state filtrate a 5Hz.

I dati sono stati estratti-elaborati tramite codici implementati in ambiente Matlab R2007a (The MathWorks, Inc.).

Il valore soglia per definire la presenza di una variazione per le variabili cinematiche, tra il movimento eccentrico e concentrico, è stato stabilito tra i 5°-6°. Tale decisione, dettata dalla strumentazione stereofotogrammetrica, tendeva a limitare gli effetti degli artefatti dei tessuti molli cui sono sensibili i markers posizionati sul soggetto; mentre per le GRF e per il CoP (variabili dinamiche) le soglie di variazione sono state fissate rispettivamente a 10 N e a 10 mm; questa scelta è stata determinata dalla necessità di poter rilevare le possibili differenze inter-prove nell'elaborazione dei dati dinamici.

A margine del test, ma sempre dentro il protocollo, veniva impiegata una bicicletta della Technogym e il cardiofrequenzimetro Polar S-610i (Polar Electro), per la prova incrementale di affaticamento.

Protocollo sperimentale

Ad ogni soggetto, prima della convocazione in laboratorio, veniva spiegato lo scopo della ricerca, i mezzi utilizzati e le procedure da attuare.

Al momento del test, in laboratorio, veniva illustrato il protocollo del test, le varie fasi esecutive e veniva fatta firmare una delibera sulla privacy per i dati

⁶ SIAS: spina iliaca antero-superiore.

personali e di adesione al protocollo di studio. In seguito, il soggetto veniva invitato ad eseguire il task motorio richiesto, per una sua comprensione e per una sorta di warm-up propriocettivo sul controllo del movimento richiesto.

Ogni soggetto, prima di iniziare l'acquisizione, veniva "vestito" con 40 markers, in seguito venivano opportunamente calibrati, tramite uno stick⁷, i punti anatomici necessari per la ricostruzione stereofotogrammetrica del corpo umano:

- C7
- L3
- S1
- la testa metacarpale del III dito mano destra e sinistra
- l'acromion destro e sinistro
- la SIAS destra e sinistra
- le SIPS⁸ lato destro e sinistro
- gli epicondili mediale e laterale sia del lato destro che sinistro
- le tuberosità tibiale lato destro e lato sinistro
- i malleoli mediale e laterale di entrambi i lati
- la testa del II e V dito sia destro che sinistro
- il calcagno lato destro e lato sinistro.

Dopo la calibrazione, il soggetto veniva "pesato" su ognuna delle 2 pedane di forza per tarare lo zero delle pedane e per poter normalizzare i valori dinamici al peso del soggetto.

Prima di iniziare l'acquisizione il soggetto si posizionava liberamente sulle due pedane di forza e l'orientamento del piede sull'asse antero-posteriore (AP) non era vincolato in nessun modo, infatti al soggetto veniva chiesto di assumere una posizione confortevole per il segmento piede.

⁷ Lo stick è un puntatore che viene impiegato nella calibrazione dei punti anatomici e di conseguenza sono posizionati su di esso dei markers che permettono di calcolare le coordinate del punto di repere nel laboratorio.

⁸ SIPS: spina iliaca postero-superiore.

Infine, al soggetto veniva fatta assumere la posizione corretta (procedura ripetuta per tutte le posizioni) e veniva consigliato di guardare un punto fisso immaginario posto davanti a se, predeterminato prima dell'avvio dell'acquisizione, per tutta la durata della prova.

Ogni soggetto eseguiva 5 ripetizioni dello squat test per le 5 posizioni codificate con una lettera dell'alfabeto (A1-B1-C1-D1-E1), in seguito il soggetto veniva fatto affaticare, tramite step incrementali con l'intento di fargli raggiungere l'85% della frequenza cardiaca massima teorica (FCmaxT), calcolata con la seguente formula:

$$FC_{maxT} = 207 - 0,7 \times \text{age} \quad (\text{Gellish, et al, 2007}).$$

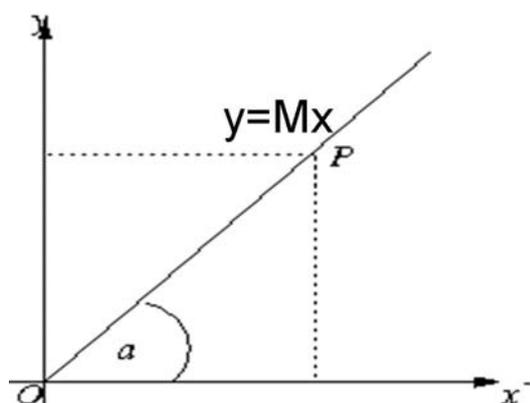
Gli step incrementali avvenivano ogni 2' con un aumento della resistenza della bike affinché ci fosse un aumento di circa 5 battiti al minuto (bpm) della FC. Una volta raggiunto l'85% della FCmaxT, il soggetto doveva mantenere tale frequenza per 3' per stabilizzare la situazione affaticata.

Dopo l'affaticamento, il soggetto eseguiva altre 5 ripetizione nelle posizioni B ed E, denominate B2 ed E2.

Analisi dati

Variabili analizzate

Il COP, o variabile dinamica, è stato analizzato in funzione del ROM del ginocchio, più precisamente è stato studiato il coefficiente angolare della retta(m) del CoP totale di entrambi gli emilati dei soggetti (Fig. 34).



Nella figura, M rappresenta la pendenza (angolo α) che la retta ($y=mx+q$) assume nel piano cartesiano ed è direttamente proporzionale al movimento che compie il soggetto.

Sempre nell'ambito della valutazione dinamica, sono state studiate le GRF

Figura 34-Rappresentazione grafica della retta funzionale dello sportivo: analisi qualitativa e del suo coefficiente angolare (M)

espresse in N (newton) e il CoP, espresso in millimetri (mm), sia sul piano coronale che sagittale su entrambi i lati, destro e sinistro, del soggetto.

In seguito, nell'ambito della valutazione cinematica, sono stati analizzati gli angoli articolari secondo due differenti condizioni:

1. gli angoli relativi (Ro), che rappresentano l'angolo che si crea tra 2 segmenti, prossimale e distale, di un'articolazione. Ad esempio, nell'articolazione del ginocchio Ro è rappresentato dall'angolo tra il femore e la tibia). In tale ambito sono stati studiati i seguenti Ro:

- articolazione L5 sui tre gradi di libertà: piano sagittale, frontale e piano coronale;
- l'articolazione dell'anca, destra e sinistra, sul piano sagittale e frontale;
- l'articolazione del ginocchio, sul piano sagittale;
- l'articolazione della caviglia, sul piano sagittale.

2. gli angoli assoluti (Ao) che rappresentano l'angolo tra il soggetto e il piano di riferimento, nel nostro caso il laboratorio. In tale ambito sono stati studiati i seguenti Ao:

- tronco, sui tre piani dello spazio;
- pelvi, sui tre piani dello spazio.

Per ogni angolo è stato studiato il range of motion (R.o.m.), sia nel movimento eccentrico(andata) che nel movimento concentrico(ritorno).

Risultati

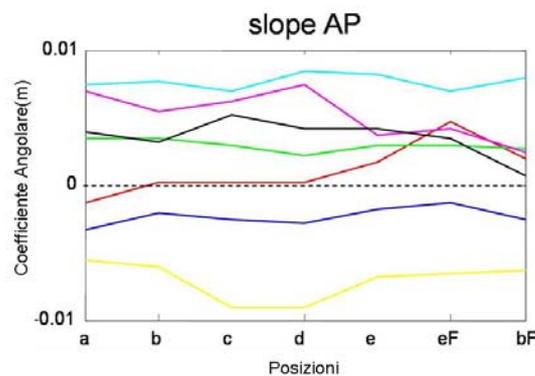
Confronto gruppo Sportivo vs gruppo Non-Sportivo

1. Cop vs Rom del ginocchio

In questa prima analisi abbiamo voluto capire l'andamento medio sia del gruppo S che del gruppo NNS.

La variabile studiata è stata il Cop in funzione di M (coefficiente angolare della retta o slope) del Rom del movimento dell'articolazione del ginocchio sull'asse antero-posteriore (AP).

Il grafico n°35 mostra sulle ascisse le posizioni richieste nell'esecuzione dello squat-test (a, b, c, d, e), secondo le



indicazioni del protocollo Cuzzolin (pag.45), e le due

Figura 35-II coeff.angolare sull'asse AP in funzioni delle posizioni

posizioni affaticate (eF, bF), secondo il nostro protocollo. Sull'asse delle ordinate, invece, viene riportata M del Cop.

Dall'osservazione del grafico è possibile rilevare che 3 soggetti, indicati con il colore giallo, blu e rosso, hanno un comportamento simile in situazione non-affaticata: il valore di M appare inferiore o uguale allo 0, mentre il resto dei soggetti mostrano un M positivo. Una tale disposizione delinea due gruppi distinti che, nel nostro caso, sono proprio rappresentati dai tre soggetti non sportivi (NNS), con i colori giallo, blu e rosso, appunto, e il gruppo degli sportivi (S), con i colori azzurro, viola, verde, nero.

Il primo riscontro, dunque, identifica i soggetti NNS con un M negativo e i soggetti S con un M positivo.

Un secondo riscontro, invece, mostra che nelle posizioni B-C-D, nella maggioranza dei soggetti, non sono presenti particolari variazioni del coefficiente angolare (M) del Cop. Tale andamento, sottolinea la ridondanza dei dati nelle posizioni e, dunque, suggerisce la possibilità di ridurre le posizioni stesse, alleggerendo il test, senza rischio di perdere dati. Possiamo affermare che le posizioni significative, cioè che danno valore all'analisi, possono essere considerate la A-C-E in situazione non-affaticata mentre nell'altra condizione la posizione E2 (crea una maggiore tensione della catena miofasciale posteriore).

Tale impressione, è stata suffragata dalla Cluster Analysis (tabella n° 6) in cui tagliando il dendrogramma a distanza di 25 unità, è stato possibile rilevare due gruppi differenti che indicano le posizioni A-C-E e B2, come posizioni diverse tra loro (non omogenee), quindi idonee a fornire indicazioni utili per l'analisi funzionale del soggetto. Questa differenza permane anche a distanza di 10/15 unità.

* * * * * H I E R A R C H I C A L C L U S T E R A N A L Y S I S * * * * *

Dendrogram using Average Linkage (Between Groups)

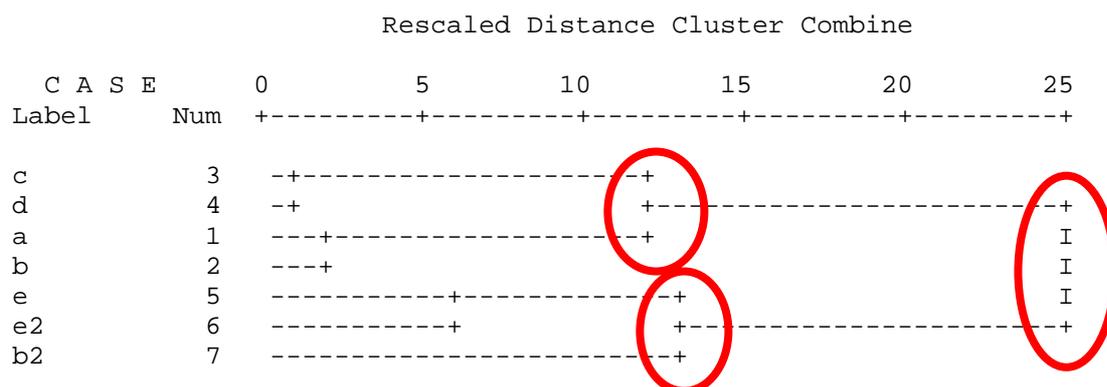


Tabella 6- dendrogramma della Cluster Analysis gerarchica delle varie posizioni

2. Analisi Angoli Relativi (Ro) in condizione non-affaticata

In tutte le articolazioni studiate, il Rom del movimento, sia fase di discesa (contrazione eccentrica) che di ascesa (contrazione concentrica) è apparso omogeneo e consistente. Tale dato è stato confermato anche nel confronto tra lato destro e sinistro (articolazione dell'anca, ginocchio e caviglia) eccetto nell'articolazione dell'anca sull'asse ML, quindi sul movimento di ab-adduzione, in cui sono state rilevate differenze tra i due lati. Su tale aspetto torneremo in seguito.

Nell'articolazione L5 durante il movimento sull'asse AP, il gruppo NNS ha un

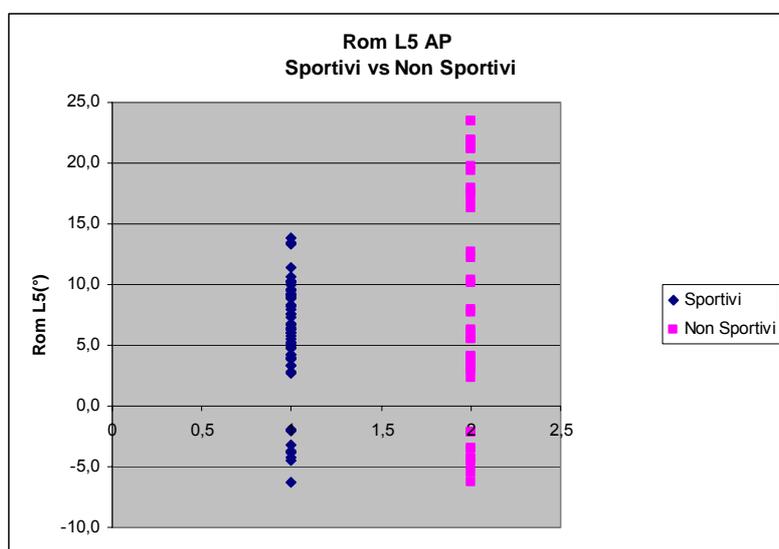


Tabella 7-Confronto tra il gruppo Sportivo e Non-Sportivo per il Rom dell'articolazione L5

testata, questo significa che entrambi i soggetti eseguono un'estensione dell'articolazione L5 durante il movimento dello squat, quindi un'azione non corretta per la fisiologia articolare stesso del movimento richiesto.

Per gli altri gradi di libertà dell'articolazione L5, non presenti ulteriori differenze tra i gruppi.

Rom maggiore del gruppo S, come possiamo rilevare dalla tabella 7, inoltre sempre da questa tabella possiamo rilevare che in entrambi i gruppi sono presenti 2 soggetti PM (S) e RD (NNS) che hanno un Rom negativo, quindi hanno

un movimento opposto al resto delle popolazioni

Invece, nell'articolazione dell'anca per il movimento di flesso-estensione (asse AP) (Tabella n°8) il gruppo NNS ha un Rom inferiore al gruppo S

questa differenza non viene enfatizzata ulteriormente dal soggetto AF (NNS) che tende come nel movimento dell'articolazione L5 a valori simili al gruppo S.

Sempre nell'articolazione dell'anca in questo caso sull'asse ML(Tabella n°9), quindi il movimento di ab-adduzione, i due gruppi studiati risultano simili, ma le

differenze come accennato in precedenza sono tra lato destro e

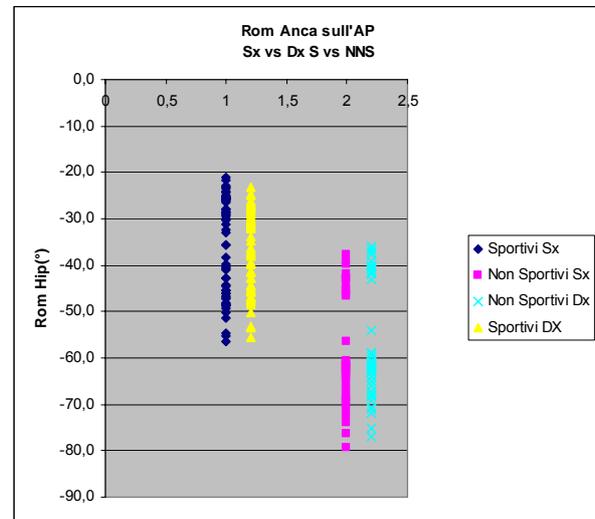


Tabella 8-Confronto tra il gruppo Sportivo e il gruppo Non-Sportivo per il Rom dell'articolazione dell'anca sinistra e destra sull'asse AP

sinistro, infatti il lato sinistro ha un Rom maggiore rispetto al destro e inoltre in questo lato è per tutti i soggetti è in abduzione, mentre in RD (NNS) la sua anca sinistra è in adduzione; invece l'anca destra in entrambi i gruppi ha un comportamento omogeneo, infatti c'è una tendenza sia all'abduzione che all'adduzione.

Sia nell'articolazione del ginocchio che quella della caviglia il Rom del gruppo S ha dei valori maggiori rispetto al gruppo NNS, nel caso del ginocchio questa differenza vale 15-25°, mentre nella caviglia la differenza tra i gruppi è di 10-15°. In entrambe le variabili il soggetto AF (NNS) ha un Rom inferiore sia al

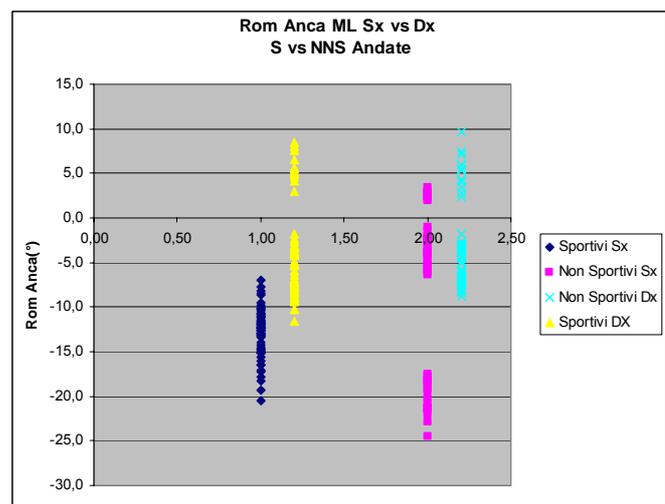


Tabella 9-Confronto tra il gruppo Sportivo e il gruppo Non-Sportivo per il Rom dell'articolazione dell'anca sinistra e destra sull'asse ML

suo gruppo che rispetto alla popolazione studiata. Ricordiamo che il soggetto AF (NNS) ha valori ampi di Rom nel tronco e nell'anca, mentre per quanto riguarda l'arto inferiore il Rom è molto basso.

Nel caso del soggetto PM(S) possiede un ridotto Rom a carico del tronco, mentre è molto ampio il Rom a carico soprattutto del ginocchio. È possibile una differenziazione dovuta al ruolo del soggetto(portiere).

Per ogni angolo studiato è stato verificato se i movimenti utilizzati nello studio fosse costanti e simili nel tempo. Questa analisi è stata fatta con l'alpha di Cronbach; come è possibile verificare nella tabella (10) sottostante i soggetti sia S che NNS nelle 3 ripetizioni centrali (quelle analizzate) risultano essere quasi costanti, infatti l'apha ha valori maggiori di 0,82.

Gruppo Sportivi		Gruppo NonSportivi	
Articolazione	alpha	Articolazione	alpha
L5_Flex	0,92	L5_Flex	0,99
L5_Abdu	0,93	L5_Abdu	0,97
L5_Rot	0,82	L5_Rot	0,96
Hip_Flex_Sx	0,97	Hip_Flex_Sx	0,98
Hip_Flex_Dx	0,94	Hip_Flex_Dx	0,98
Hip_Abdu_Sx	0,92	Hip_Abdu_Sx	0,99
Hip_Abdu_Dx	0,93	Hip_Abdu_Dx	0,98
Knee_flex_Sx	0,97	Knee_flex_Sx	0,96
Knee_flex_Dx	0,97	Knee_flex_Dx	0,94
Ankle_Flex_Sx	0,96	Ankle_Flex_Sx	0,97
Ankle Flex Dx	0,96	Ankle Flex Dx	0,94

Tabella 10-Alpha di Cronbach degli angoli reattivi (Ro)

3 Analisi Angoli Assoluti (Ao) in condizione non-affaticata

In tutte le articolazioni studiate il Rom del movimento eccentrico e concentrico è omogeneo e consistente. (Tabella n°11).

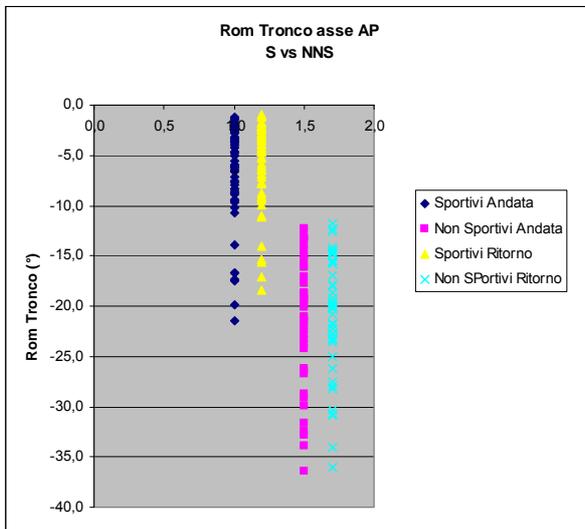


Tabella 11-Confronto tra il gruppo Sportivo e il gruppo Non-Sportivo per il Rom del segmento Tronco sull'asse AP

Il Rom del segmento tronco sull'asse AP è differente tra il gruppo S e NNS, infatti il gruppo NNS ha un range maggiore di circa 20°, inoltre il soggetto VG (S) ha un comportamento anche in questo caso simile al gruppo NNS come è possibile veder dal grafico n°11. Per quanto riguarda gli altri gradi di libertà(asse ML, asse Verticale) del segmento tronco non abbiamo rilevato differenza tra i gruppi, l'unica differenza

è nei soggetti VG (S) e RD (NNS) sull'asse ML che hanno un comportamento opposto rispetto al gruppo di appartenenza, cioè un'inclinazione del tronco sull'asse ML verso sinistra, mentre il resto dei soggetti si inclinano verso destra; per quanto riguarda l'asse verticale (V) entrambi i gruppi ruotano verso destra.

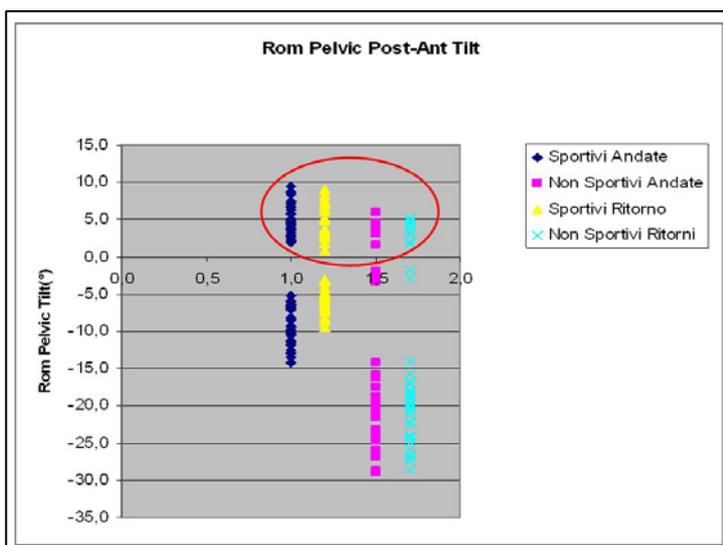


Tabella 12-Confronto tra il gruppo Sportivo e il gruppo Non-Sportivo per il Rom del segmento Pelvi sull'asse AP

In seguito l'analisi si è concentrata sul segmento pelvi, nei 3 gradi di libertà, e, anche in questo caso, il movimento eccentrico e concentrico è risultato omogeneo, come è possibile vedere nella tabella n°12.

Il gruppo S viene rappresentato dal colore blu per l'eccentrico e

dal colore giallo per il concentrico, mentre il gruppo NNS, rappresentato dal fucsia e dall'azzurro, in entrambi i casi come è possibile rilevare dalla tabelle i valori sono omogenei - simili, le differenze rientrano nella soglia dovuta dalla strumentazione utilizzata.

Invece analizzando il Rom del pelvic posterior-anterior tilt⁹ possiamo osservare 2 elementi importanti; il primo che il gruppo NNS ha un Rom maggiore di circa 15° rispetto al gruppo S, il secondo elemento è che sia nel gruppo S che in NNS i soggetti ZD-VD (S) e AF (NNS) hanno dei valori positivi; per convenzione abbiamo stabilito che a valori numerici negativi corrispondesse il movimento di flessione, mentre a valori positivi quello di estensione. Di conseguenza, i soggetti ZD-VD (S) e AF (NNS) eseguono un'estensione della pelvi, movimento non-corretto per lo squat, caratterizzando il loro movimento come stoop-squat (Van Dieen,1999; Hagen, 1994).

Nel Rom del pelvic rise-drop¹⁰ entrambi i gruppi hanno un drop verso sinistra, eccetto i soggetti ZD (S), RD (NNS) che hanno un pelvic drop verso destra, questo movimento è in forte relazione con il movimento sull'asse ML dell'anca; questo dato viene confermato, infatti entrambi i soggetti hanno sia nell'anca che alla pelvi un movimento consistente tra loro.

Per quanto riguarda il Rom del pelvic posterior-anterior rotation¹¹ non vengono rilevate differenze quantificabili tra i gruppi.

⁹ Pelvic posterior-anterior tilt: movimento del segmento della pelvi sull'asse AP, e rappresenta la inclinazione avanti (flessione) o posteriore (estensione) del segmento.

¹⁰ Pelvic rise-drop: rappresenta il movimento del segmento della pelvi sull'asse ML. Drop è la caduta, mentre il rise è la risalita del segmento.

¹¹ Pelvic posterior-anterior rotation: movimento del segmento pelvi attorno all'asse Verticale, rappresenta le rotazioni attorno a tale asse.

Anche per i segmenti articolari, quindi per gli Ao è stato verificato se le ripetizioni centrali fossero costanti e simili nel tempo. Anche in questo caso entrambi gruppi hanno un'alpha di Cronbach con valori maggiori di 0,81 come è possibile verificare nella tabella (13).

Gruppo Sportivo		Gruppo NonSportivo	
Segmento	alpha	Segmento	alpha
Ao_Tronco_flex	0,92	Ao_Tronco_flex	0,97
Ao_Tronco_Inclin	0,90	Ao_Tronco_Inclin	0,99
Ao_Tronco_rot	0,81	Ao_Tronco_rot	0,90
Ao_Pelvi_Tilt	0,97	Ao_Pelvi_Tilt	0,99
Ao_Pelvi_Drop	0,90	Ao_Pelvi_Drop	0,99
Ao_Pelvi_Rot	0,81	Ao_Pelvi_Rot	0,99

Tabella 13-Alpha di Cronbach per i segmenti articolari (Ao)

4. Analisi delle variabili dinamiche in condizione non-affaticata

- **GRF**

Per questa variabile come è avvenuto per gli angoli si evidenzia come il movimento eccentrico e concentrico, sia omogeneo su tutti i piani e su ogni emilato dei soggetti studiati.

Per quanto riguarda il confronto della GRF sull'asse AP, entrambi i gruppi hanno un comportamento simile, mentre nella distinzione tra lato destro e sinistro possiamo osservare che il gruppo S mostra un Rom maggiore a sinistra che a destra di 10 N% (riferito al peso medio), questa differenza non è riscontrata nel gruppo NNS.

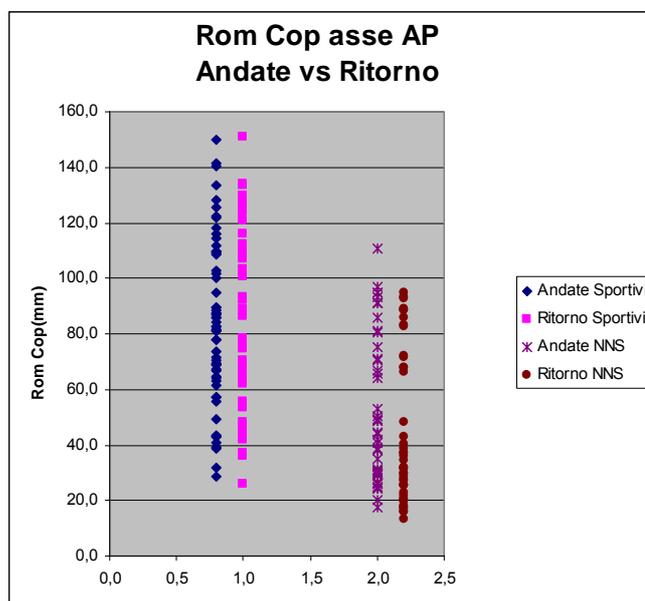
Per quanto riguarda la GRF sull'asse V, sono riscontrabili differenze, infatti il gruppo NNS ha un Rom maggiore di 100 N%, questa differenza è riscontrabile anche tra il lato sinistro e destro, dove il primo ha un Rom maggiore di 20 N%. Queste differenze tra i gruppi potrebbero essere dovute a come viene scaricato il peso a terra e quindi se viene più caricato l'avampiede (S) o il retropiede (NNS).

- *Cop*

Il Rom dei soggetti è consistente tra il movimento eccentrico e concentrico, come è possibile verificare dalla tabella n° 14, inoltre i gruppi hanno un Rom differente, il gruppo S ha valori maggiore, i soggetti esplorano din modo maggiore di circa 60 mm l'asse AP.

Questa differenza permane quando si confronta il Cop tra il lato destro e sinistro, ma tra i due lati non sono presenti differenze quantificabili.

Per quanto riguarda l'analisi del



Cop sull'asse ML non si riscontrano differenze tra i gruppi.

Tabella 14-Confronto tra il gruppo Sportivo e Non-Sportivo per il Rom del Cop sull'asse AP tra il movimento di andata (eccentrico) e ritorno (concentrico)

Per entrambe le variabili dinamiche sono state confrontate le 3 ripetizioni centrali con l'alpha di Cronbach, sia per il Cop che per la GFR in entrambi gli assi il valore dell'alpha risulta essere maggiore di 0,72, solo il Cop sull'asse ML ha un valore inferiore.

Gruppo Sportivo		Gruppo NonSportivo	
Variabile	alpha	Variabile Dinamica	alpha
Cop_ML	0,59	Cop_ML	0,62
Cop_AP	0,90	Cop_AP	0,88
Forza_AP	0,95	Forza_AP	0,75
Forza_V	0,72	Forza_V	0,93

Tabella 15-Alpha di Cronbach per le variabili dinamiche

5. Analisi Angoli Relativi (Ro) in condizione affaticata

In questa condizione i soggetti per quanto riguarda i movimenti di L5 non mostrano differenze tra di loro. Degni di nota sono i soggetti PM (S) e RD (NNS) che nel movimento sull'asse AP dell'articolazione L5, eseguono un movimento di estensione, PM (S) sia nella posizione B2 che E2 mentre RD

(NNS) esegue l'estensione solo in B2. (Tabella n°16)

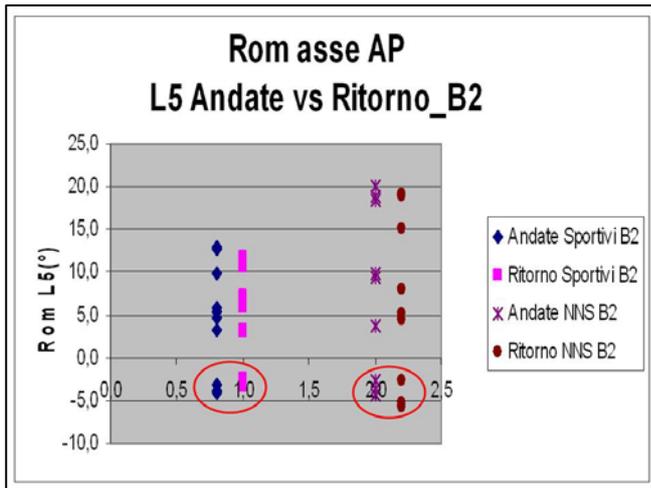


Tabella 16-Confronto tra il gruppo S e NNS del Rom dell'articolazione L5 sull'asse AP nella situazione affaticata (posizione B2)

Sempre i soggetti sopracitati nel movimento di L5 sull'asse ML hanno l'inclinazione opposta (verso destra) rispetto al resto dei soggetti e al loro gruppo (verso sinistra). Per quanto riguarda il movimento di L5 sull'asse

V non si rileva nessuna differenza quantificabile.

Nel Rom dell'anca sull'asse AP si rileva che il gruppo NNS ha un Rom maggiore di circa 20° rispetto al gruppo S, eccetto il soggetto AF (NNS) che ha valori simili al gruppo S.

Nel Rom dell'anca sull'asse ML non si rilevano differenze tra i gruppi, gli unici dati degni di nota sono che il soggetto VG (S) sia nella posizione B2 che in E2 ha un Rom maggiore a carico del lato sinistro rispetto al destro, che il soggetto CD (NNS) ha un movimento asimmetrico, infatti il lato sinistro è in abduzione mentre il destro è in adduzione e che RD (NNS) ha un Rom maggiore a carico del lato destro.

Nell'articolazione del ginocchio, più precisamente sul Rom dell'asse AP le differenze tra i gruppi dipendono dalla posizione, infatti nella posizione B2 il gruppo S ha un Rom maggiore di circa 10° al gruppo NNS, mentre nella

posizione E2 questa differenza si annulla; questo è dovuto ai soggetti ZD (S) e a AF (NNS) che hanno un Rom inferiore al loro gruppo di appartenenza. Nell'articolazione della caviglia sempre sull'asse AP, il movimento è simmetrico tra il lato destro e sinistro e il gruppo S ha un Rom maggiore di 15-20° sia nella posizione B2 che in E2. Il soggetto AF (NNS) è il soggetto con il Rom minore di tutti i soggetti.

6. Analisi Angoli Assoluti (Ao) in condizione affaticata

In questa condizione gli Ao per il Rom del tronco sull'asse L5 hanno delle differenza tra il gruppo NNS che ha valori di Rom maggiore di 20° rispetto al gruppo S, questa condizione si verifica sia nella posizione B2 che in E2.(Tabella n°17)

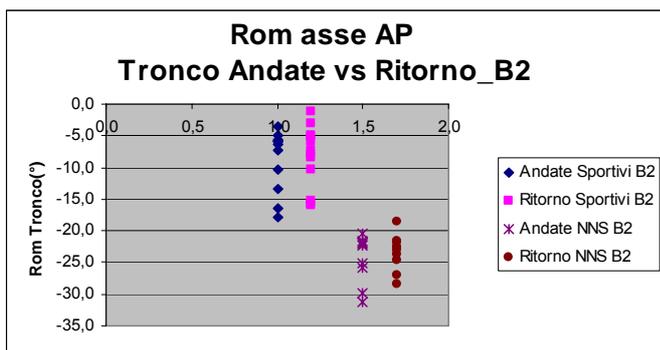


Tabella 17-Confronto tra il gruppo S e NNS del Rom del segmento tronco sull'asse AP nella situazione affaticata (posizione B2)

soggetto VG) ruota verso sinistra, mentre il gruppo NNS (evidenziato in rosso) ruota verso destra; nella posizione B2 non sono presenti differenza tra i gruppi.(Tabella n°18)

Nel segmento della pelvi sull'asse AP come era avvenuto in situazione non-affaticata sono presenti dei soggetti in entrambi i gruppi che estendono la

Nel caso dell'inclinazione (asse ML) del tronco non sono presenti differenze tra i due gruppi. Mentre nella rotazione sull'asse V del tronco i gruppi hanno comportamento opposto solamente nella E2 dove il gruppo S (eccetto il

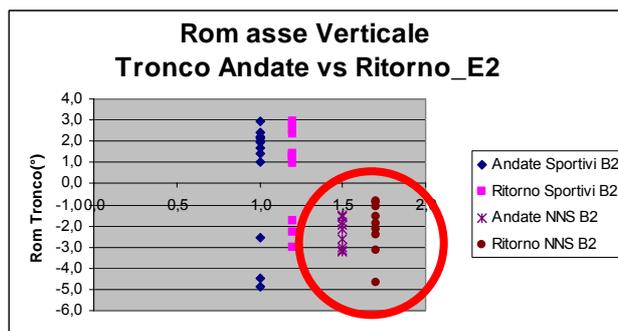


Tabella 18-Confronto tra il gruppo S e NNS del Rom del segmento tronco sull'asse V nella situazione affaticata (posizione E2)

pelvi durante lo squat (movimento non-corretto).

Nella posizione B2 (tabella 19) il gruppo NNS ha valori di pelvi corretti, mentre il gruppo S nei soggetti VD e ZD hanno valori positivi quindi c'è

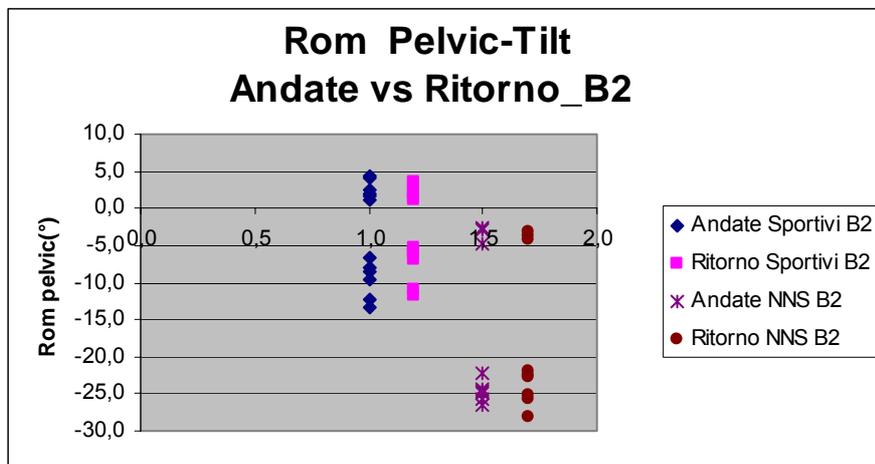


Tabella 19-Confronto tra il gruppo S e NNS del Rom del segmento pelvi sull'asse AP nella situazione affaticata (posizione B2)

un'estensione della pelvi, mentre nella posizione E2 nel gruppo NNS il soggetto AF estende la pelvi, mentre nel gruppo S sempre i soggetti VD e ZD estendono la pelvi.

In entrambe le posizioni il gruppo NNS (escluso AF) ha un Rom maggiore del gruppo S di circa 20-25°.

Per quanto riguarda il movimento di pelvic rise-drop sull'asse ML i gruppi sono omogenei tra loro, solo i soggetti RD (NNS) e ZD (S) hanno l'inclinazione verso destra, mentre i due gruppi hanno un drop verso sinistra.

Nel caso della pelvic Post-Ant Rotation non sono presenti differenze tra i gruppi.

Anche in situazione affatica sono state confrontate le 3 ripetizioni centrali con l'alpha di Cronbach come è possibile vedere da tabella (9) per la posizione B2 sia il gruppo S che il gruppo NNS hanno valori superiori a 0,91(S) e 0,74(NNS) sia per gli angoli relativi (Ro) che per gli angoli assoluti (Ao).

Per quanto riguarda la posizione E2 sempre in condizione affaticata possiamo vedere nella tabella sottostante che nel gruppo S l'alpha ha valori maggiori di 0,72, mentre il gruppo NNS ha valori maggiori di 0,65.

Quindi possiamo dire che anche in condizione affaticata le 3 ripetizioni sono confrontabili tra di loro.

<i>Affaticati_B2</i>				<i>Affaticati_E2</i>			
<i>Gr.Sportivi</i>		<i>Gr.NonSportivi</i>		<i>Gr.Sportivi</i>		<i>Gr.NonSportivi</i>	
<i>Articolazione</i>	<i>alpha</i>	<i>Articolazione</i>	<i>alpha</i>	<i>Articolazione</i>	<i>alpha</i>	<i>Articolazione</i>	<i>alpha</i>
L5_Flex	0,98	L5_Flex	0,98	L5_Flex	0,96	L5_Flex	0,99
L5_Abdu	0,99	L5_Abdu	0,98	L5_Abdu	0,97	L5_Abdu	0,93
L5_Rot	0,94	L5_Rot	0,74	L5_Rot	0,97	L5_Rot	0,93
Hip_Flex_Sx	0,91	Hip_Flex_Sx	0,99	Hip_Flex_Sx	0,96	Hip_Flex_Sx	0,96
Hip_Flex_Dx	0,89	Hip_Flex_Dx	0,99	Hip_Flex_Dx	0,96	Hip_Flex_Dx	0,98
Hip_Abdu_Sx	0,98	Hip_Abdu_Sx	0,98	Hip_Abdu_Sx	0,99	Hip_Abdu_Sx	0,99
Hip_Abdu_Dx	0,87	Hip_Abdu_Dx	0,99	Hip_Abdu_Dx	0,72	Hip_Abdu_Dx	0,99
Knee_flex_Sx	0,91	Knee_flex_Sx	0,98	Knee_flex_Sx	0,91	Knee_flex_Sx	0,97
Knee_flex_Dx	0,94	Knee_flex_Dx	0,99	Knee_flex_Dx	0,91	Knee_flex_Dx	0,97
Ankle_Flex_Sx	0,96	Ankle_Flex_Sx	0,94	Ankle_Flex_Sx	0,97	Ankle_Flex_Sx	0,99
Ankle_Flex_Dx	0,96	Ankle_Flex_Dx	0,97	Ankle_Flex_Dx	0,96	Ankle_Flex_Dx	0,99
Ao_Tr_flex	0,96	Ao_Tr_flex	0,91	Ao_Tr_flex	0,82	Ao_Tr_flex	0,93
Ao_Tr_Inclin	0,98	Ao_Tr_Inclin	0,97	Ao_Tr_Inclin	0,94	Ao_Tr_Inclin	0,94
Ao_Tr_rot	0,98	Ao_Tr_rot	0,92	Ao_Tr_rot	0,98	Ao_Tr_rot	0,65
Ao_Pelvi_Tilt	0,96	Ao_Pelvi_Tilt	0,99	Ao_Pelvi_Tilt	0,89	Ao_Pelvi_Tilt	0,99
Ao_Pelvi_Drop	0,98	Ao_Pelvi_Drop	0,99	Ao_Pelvi_Drop	0,98	Ao_Pelvi_Drop	0,98
Ao_Pelvi_Rot	0,98	Ao_Pelvi_Rot	0,97	Ao_Pelvi_Rot	0,97	Ao_Pelvi_Rot	0,98

Tabella 20-Alpha di Cronbach per i Ro e i Ao in condizione affaticata

7. *Analisi tra la condizione non-affaticata vs affaticata per le variabili cinematiche*

▪ *Analisi dei Ro*

Nel movimento dell'articolazione L5 sull'asse AP possiamo rilevare che il soggetto RD (NNS) e PM (S) cambiano il loro comportamento da un movimento corretto in situazione non-affaticata nella posizione B nella posizione B2 hanno un'estensione di L5; il soggetto RD (NNS) in situazione affaticata in E2 ha la flessione di L5 mentre in E1 aveva una estensione.

Nel caso del movimento sull'asse ML di L5 non rileviamo differenze come avviene nel movimento di rotazione sull'asse verticale, solamente i soggetti AF (NNS) e PM(S) cambiano il loro senso di rotazione da sinistra (non-affaticato) a destra (affaticato).

Il movimento dell'articolazione dell'anca sull'asse AP non vengono rilevate differenze tra le posizioni in entrambi i gruppi; mentre sull'asse ML, i soggetti CD (NNS) e VG (S) sula lato destro cambiano il tipo di movimento da una

abduzione ad una adduzione solo sul lato destro, CD (NNS) ha questo tipo di cambiamento sia da B1 a B2 sia da E1 a E2, mentre VG solo da B1 ad B2.

Al ginocchio nel movimento sull'asse AP c'è un aumento di Rom da parte del soggetto RD (NNS) in entrambi i lati e in entrambe le posizioni

Per quanto riguarda il movimento di flessione-estensione della caviglia non vengono rilevate differenze tra le condizioni del test.

- *Analisi dei Ao*

Nel segmento tronco e nel segmento pelvi nei 3-gradi di libertà non rileviamo nessuna differenza tra le condizioni.

8. *Analisi delle variabili dinamiche in condizione affaticata*

- GRF

Per la GRF sull'asse V i valori di forza sono consistenti tra il movimento eccentrico e concentrico ed il gruppo NNS ha un Rom maggiore del gruppo S di circa 100 N% sia nella posizione B2 che in E2.

Per quanto riguarda l'analisi tra il lato sinistro e destro il gruppo NNS ha un Rom maggiore sul lato destro rispetto al sinistro, mentre nel gruppo S queste differenze di lato non sono presenti, questa condizione si verifica in entrambe le posizioni.

Per la GRF sull'asse AP sia tra il confronto tra i lati che nella sua totalità, i due gruppi hanno medesimi valori e il movimento sia in eccentrico che in concentrico non mostra variazioni.

- Cop

Questa variabile dinamica non dà riscontri significativi tra i gruppi sia sull'asse ML che AP.

9. *Analisi tra la condizione non-affaticata vs affaticata per le variabili dinamiche*

▪ *GFR*

Per questa variabile solamente sull'asse verticale e nel gruppo NNS si rilevano differenze tra la situazione affaticata e non-affaticata, con un maggiore Rom a carico della situazione affaticata.

Invece per l'asse AP sia nel gruppo S che nel gruppo NNS non si rilevano differenza tra le condizioni testate.

▪ *Cop*

Questa variabile dinamica non da riscontri significati tra i gruppi sia sull'asse ML che AP.

Per quanto riguarda l'analisi delle 3 ripetizioni centrali con l'alpha di Cronbach possiamo rilevare che sia per il Cop sia sull'asse ML che sull'asse AP, le 3 ripetizioni sono costanti, sia nella posizione B2 che in E2, sicuramente il Cop sull'asse AP ha una maggiore costanza infatti l'alpha ha valori superiori a 0,93, rispetto all'asse ML dove i valori non superano 0,87.

<i>Affaticati_B2</i>				<i>Affaticati_E2</i>			
<i>Gruppo Sportivo</i>		<i>Gruppo NonSportivo</i>		<i>Gruppo Sportivo</i>		<i>Gruppo NonSportivo</i>	
<i>Var Dinamica</i>	<i>alpha</i>	<i>Var Dinamica</i>	<i>alpha</i>	<i>Var Dinamica</i>	<i>alpha</i>	<i>Var Dinamica</i>	<i>alpha</i>
Cop_ML	0,60	Cop_ML	0,61	Cop_ML	0,76	Cop_ML	0,87
Cop_AP	0,99	Cop_AP	0,93	Cop_AP	0,90	Cop_AP	0,95
Forza_AP	0,83	Forza_AP	0,85	Forza_AP	0,91	Forza_AP	0,92
Forza_V	0,73	Forza_V	0,96	Forza_V	0,92	Forza_V	0,99

Tabella 21-Alpha di Cronbach per le variabili dinamiche in situazione affaticata

Analisi del Cop nel gruppo ACL'disease

Questa variabile è stata studiata sia sull'asse ML che sull'asse AP, in entrambi gli assi possiamo rilevare che tra i soggetti studiati il soggetto AM(linea blu)

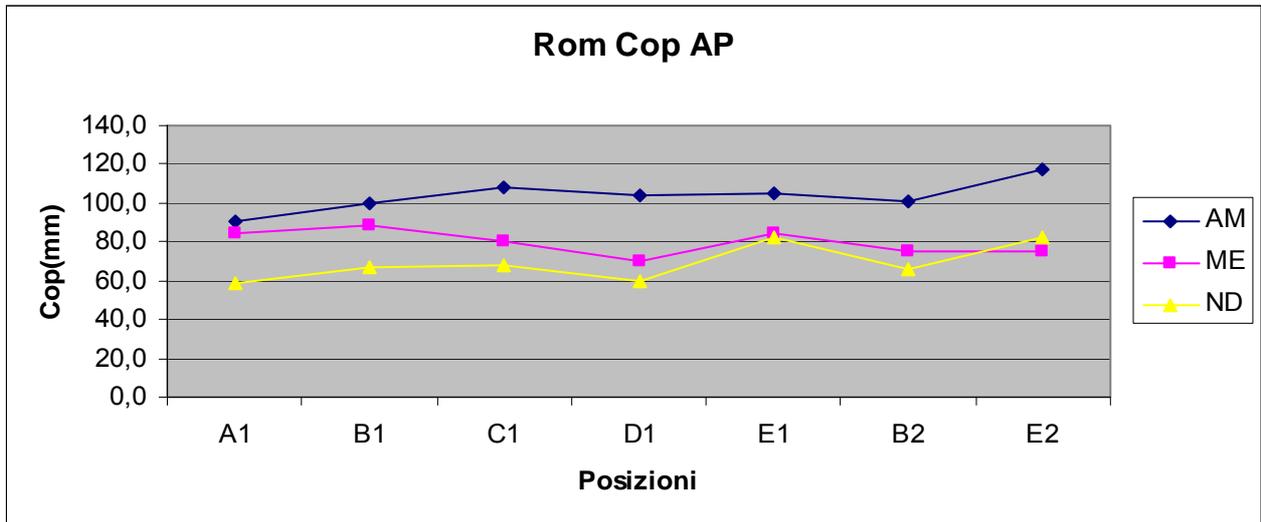
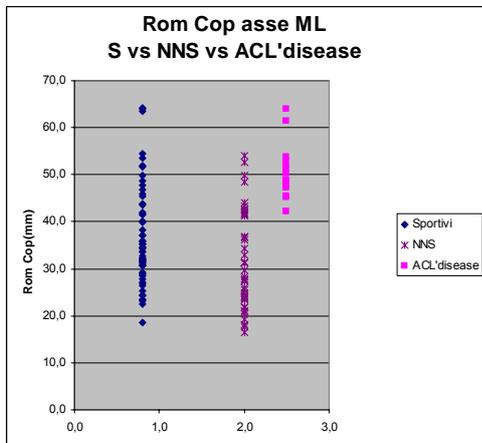


Figura 36-Rom Cop asse AP del gruppo ACL'disease

tende ad “esplorare” a ampie variazioni del suo Cop, mentre ND (linea gialla) tende ad a ridurre molto i suoi movimenti; inoltre soggetti nelle posizione B-C-D il loro Cop non mostra nessuna variazione, questo sia nel totale che tra il confronto i due emilati. Possiamo ipotizzare che il soggetto AM non ha stabilizzato la tecnica dello squat oppure visto il suo handicap cerca lo stesso di effettuare la flessione del ginocchio, anche se non è ancora in grado; il soggetto ND deve ancora essere operato e forse potrebbe avere paura a flettere il ginocchio, potrebbe sentirlo instabile.

Confronto tra gruppo sano e ACL'disease in situazione non-affaticata

In questo sia il Cop sull'asse ML che sull'asse AP il gruppo ACL'disease



(colore fucsia) tende a valori maggiori rispetto ai sani (blu e viola), infatti è agli estremi di entrambi i gruppi. Questa caratteristica si trova anche nel confronto tra i due emilati, e c'è omogeneità tra il lato destro e sinistro.

Figura 37-Confronto tra il gruppo S-NNS e ACL'disease nel Rom Cop asse ML

Confronto tra gruppo sano e ACL'disease in situazione affaticata

Anche in questa condizione i soggetti infortunati mostrano una tendenza maggiore rispetto ai soggetti sani, soprattutto rispetto al gruppo NNS, tendono ad esplorare maggiormente sia sull'asse AP che sull'asse ML il raggio d'azione dello squat.

Infatti come è possibile veder dalla tabella 22 il gruppo degli ACL'disease (colore fucsia e azzurro) ha ampie variazioni del Cop sull'asse AP, questo gruppo tende a comportarsi come gli estremi del gruppo S e NNS.

Queste differenza potrebbero essere causata da un movimento che si concentra principalmente sulla flessione della caviglia e non sull'articolazione del ginocchio.

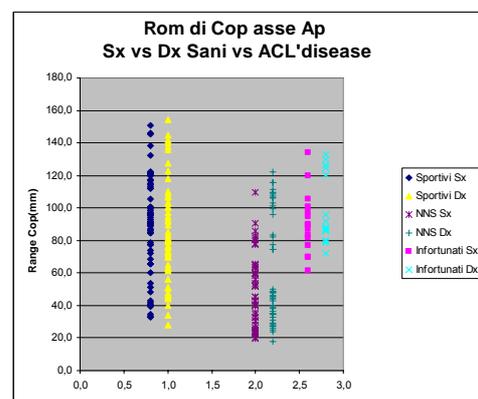


Tabella 22-Differenza tra il gruppo Sani e gli ACL'disease per Rom del Cop sull'asse AP

Conclusioni

Lo scopo di questo progetto è lo studio del protocollo più idoneo per l'analisi quantitativa dello squat test; dall'intervista effettuata verso i preparatori atletici abbiamo rilevato che il test è stato recepito in modo differente rispetto al protocollo originario definito da Cuzzolin F. (posizioni, attrezzatura, etc).

Infatti gli addetti ai lavori hanno soprattutto sentito la necessità di ridurre le posizioni utilizzate, di impiegare bacchette e di introdurre pause o fasi statiche.

L'intervista ai preparatori atletici ci ha permesso di capire come diviene difficile, per chi non ha una preparazione specifica (fisioterapica, osteopatica e posturologia), di percepire gli indicatori che evidenziano la presenza di compensazioni posturali viziate o scorrette. In tal senso il presente studio, ha voluto analizzare quali potessero essere gli indicatori scientificamente accettabili nell'osservazione dello squat-test, al fine di una valutazione funzionale dell'atleta.

Nell'analisi da campo, bisogna anche aggiungere che, sono state rilevate sovrapposizioni tra quanto sperimentato in laboratorio e quanto si attua concretamente ed empiricamente sul campo. Un esempio di ciò è l'intuizione della ridondanza di informazioni derivanti da alcune delle cinque posizioni utilizzate nel protocollo originale. In tal senso i preparatori atletici sono giunti ad eliminare alcune posizioni, riducendo il protocollo alle posizioni A-E per una valutazione di base, con possibilità di ampliamento alle posizioni C o D, per un'eventuale analisi più approfondita.

Tale riscontro da campo, è stato rilevato anche nello studio in laboratorio, infatti l'analisi del Cop¹² vs angolo al ginocchio, ha mostrato che le cinque posizioni del protocollo originale, possono essere tranquillamente

¹² Cop: centro di pressione.

ridotte alle posizioni A, C, ed E, mentre si possono eliminare le posizioni B e D.

Inoltre, il Cop vs angolo al ginocchio evidenzia come il test discrimini tipologie differenti di soggetti, nel nostro caso sportivi (S) e non-sportivi (NNS); infatti, il gruppo S tende ad una maggiore esplorazione dello spazio AP¹³ rispetto al gruppo NNS (Rondini et al 2007). Questo significa ad un carico maggiore dell'avampiede, nel gruppo S rispetto al retro piede, nel gruppo NNS.

Questa differenza nel Cop sull'asse AP è possibile riscontrarla anche a livello cinematico (angoli), in quanto il gruppo S impegna maggiormente le articolazioni a carico dell'arto inferiore (obiettivo dello squat), ginocchio e in primis l'articolazione della caviglia, mentre il gruppo NNS concentrano il movimento sui segmenti del tronco e della pelvi, infatti hanno un Rom maggiore sull'articolazione L5. Possiamo quindi affermare che gli sportivi allenati (S) mostrano un pattern di movimento incentrato sulla mobilizzazione dell'arto inferiore e, in particolare, con fulcro nell'articolazione della caviglia, il cui Rom articolare mostra l'escursione maggiore e determinante.

Possiamo sintetizzare che una maggiore mobilizzazione della caviglia, una mobilizzazione accentuata del ginocchio e una ridotta pelvic tilt¹⁴ porta ad una ridotta flessione anteriore del tronco e quindi un'errata distribuzione delle forze di taglio sul rachide.

A livello individuale, il campione ha mostrato situazioni emblematiche che potrebbero trovare conferma o meno, nell'ampliamento dei soggetti esaminati. Il soggetto PM (S), ad esempio, mostra un Rom in dorsi-flessione all'articolazione della caviglia (~40°) al limite del range articolare (~30°). Tale situazione, un Rom oltre i limiti fisiologici, crea instabilità dell'articolazione con un eccessivo lavoro da parte dei co-attatori statici (legamenti e capsula articolare) per i quali aumenta il rischio di infortunio.

¹³ Asse Antero-posteriore.

¹⁴ Pelvic tilt: inclinazione anteriore del segmento pelvi.

Tale comportamento, possiamo “tradurlo” per i preparatori atletici come una domanda da fare al soggetto: se l’atleta percepisce la variazione della pressione a terra da parte del piede, significa che il movimento viene eseguito in modo corretto, in quanto tutte le articolazioni, tronco, L5, anca, pelvi, ginocchio e caviglia, vengono caricate ed impegnate uniformemente.

Un’ulteriore differenza tra gli sportivi e i non sportivi, si riscontra nel maggiore Rom dell’articolazione di L5 nel gruppo NNS, quindi in una maggiore flessione del segmento tronco; in certi soggetti il segmento tronco e il segmento pelvi non sono solidali tra di loro ma hanno un movimento opposto, quindi la pelvi viene estesa sull’asse AP generando un movimento non-corretto. La causa di questo pattern potrebbe essere dovuto a una compensazione posturale originata da una mancanza di propriocezione spaziale del tratto L5-pelvi; in queste condizioni c’è il rischio di sovraccaricare l’articolazione L5-S1 e le strutture muscolari attigue. La sovra-stimolazione della catena miofasciale posteriore, porta nel tempo a danneggiare l’integrità e di conseguenza aumenta il rischio di protusioni discali del tratto L5-S1 a causa dei continui sovraccarichi.

A livello pratico questo si “traduce” in una cifotizzazione del tratto L5-pelvi da parte del soggetto. Quindi il preparatore atletico deve porsi lateralmente al soggetto per rilevare tale indicatore

Quindi possiamo riassumere che una maggiore esplorazione sull’asse AP del Cop, degli angoli dell’articolazione L5 e del segmento pelvi possono rappresentare indici immediati per una valutazione dell’esecuzione del test e quindi fornire una certa predisposizione all’infortunio alla caviglia oppure all’articolazione L5-S1.

Un altro indice importante su cui ci siamo concentrati è il movimento dell’anca sull’asse ML quindi nel movimento di ab-adduzione, qui entrambi i gruppi (sono presenti eccezioni) hanno un Rom maggiore sull’anca sinistra rispetto alla destra, questo riscontro lo possiamo veder anche nel segmento

pelvi quindi sul movimento di drop-rise¹⁵, in cui sul lato sinistro della pelvi è presente un drop. Il movimento di abduzione dell'anca porta ad una caduta della pelvi omologa; subito si era pensato che il drop della pelvi sul lato sinistro fosse determinato da un movimento di flessione-estensione asimmetrico del ginocchio o della caviglia, invece, osservando i dati, esso risulta determinato dall'articolazione dell'anca. Le cause del drop della pelvi sul lato sinistro può essere determinate dalla lateralità dei soggetti testati oppure da tensioni non-simmetriche a carico dei muscoli rotatori dell'anca, quindi in primis il tensore della fascia lata (Catena miofasciale Anteriore-Laterale) e il piriforme (Catena miofasciale Anteriore-Mediale) oppure per la zona mediale il muscolo ileo-psoas (Catena miofasciale Anteriore-Posteriore); questi muscoli sono molto forti, tendono all'accorciamento e ad una riduzione di elasticità per accumulo di tessuto fibroso.

Per quanto riguarda le variabili dinamiche possiamo concludere che per la GRF¹⁶ sull'asse AP il gruppo S ha valori maggiori del gruppo NNS e soprattutto il gruppo S carica maggiormente il piede sinistro rispetto al destro, mentre il gruppo NNS è omogeneo tra i due lati. Quindi possiamo riassumere che sull'asse AP il gruppo S scarica la forza a terra principalmente dall'avampiede, al contrario del gruppo NNS che tende a scaricarle dal retropiede. Quindi a livello di valutazione del soggetto, il prep. Atletico chiede all'atleta come percepisce la variazione della pressione a terra da parte del piede, oppure dall'anteposizione del ginocchio al piede.

Per quanto riguarda la GRF sull'asse verticale il comportamento è ribaltato infatti, il gruppo NNS mostra valori maggiori, rispetto al gruppo S, con uno sbilanciamento laterale a vantaggio del lato sinistro.

¹⁵Pelvic rise-drop: rappresenta il movimento del segmento della pelvi sull'asse ML. Drop è la caduta, mentre il rise è la risalita del segmento.

¹⁶ GRF: ground reaction force, forza di reazione piede suolo.

Invece, il Cop sull'AP conferma il trend della GRF sull'asse AP infatti il gruppo S ha valori maggiori del Cop, quindi i soggetti S esplorano di più lo spazio anteriore rispetto al gruppo NNS.

Sull'asse ML¹⁷ il Cop non da risultati osservabili.

Riassumendo quanto detto, in relazione alla condizione non affaticata, possiamo affermare che il gruppo S e il gruppo NNS mostrano due pattern di movimenti differenti (Tabella 23).

<u>Sportivi</u>	<u>Non-Sportivi</u>
Coeff. Angolare Positivo	Coeff. Angolare Negativo
Ridotto Rom asse AP del tronco e anche	Ampio Rom asse AP del tronco e anche
Ampio Rom asse AP ginocchio e caviglia	Ridotto Rom asse AP ginocchio e caviglia
GRF e Cop ampio asse AP	GRF e Cop asse AP ridotto
GRF asse Verticale ridotto	GRF asse Verticale ampio
Fulcro del movimento concentrato sul ginocchio, sulla caviglia e sull'avampiede	Fulcro del movimento concentrato su L5, sul Tronco, sulle anche e sul retropiede
Rom sull' asse ML dell'anca sx maggiore della dx che è in adduzione, drop anca sx	

Tabella 23-Tabella esemplificativa delle differenze e somiglianze tra il Gruppo S e il Gruppo NNS

Come possiamo riassumere nella tabella 23, i soggetti del gruppo S esplorano lo spazio sull'asse AP, il fulcro del movimento dello squat è a carico dell'arto inferiore (ginocchio e caviglia), quindi un Rom minore su articolazione L5 e sul segmento Tronco e Pelvi, questo si tramuta in GRF e

¹⁷ Asse Medio-laterale

Cop sull'asse AP maggiori sull'avampiede derivato da una maggiore Rom del ginocchio e della caviglia; mentre il gruppo NNS esplora meno lo spazio sull'AP, il fulcro del movimento è a carico dell'articolazione L5, dell'anca e del segmento tronco, quindi il Rom sull'asse AP del ginocchio e caviglia è ridotto, a livello di GRF e di Cop sull'AP hanno valori minori, invece sull'asse V per la GRF hanno valori maggiori per il maggiore Rom dell'articolazione L5 e anca e del segmento tronco e pelvi.

Ciò che accumuna entrambi i gruppi è il movimento sull'asse ML quindi un Rom maggiore a carico dell'anca sinistra sulla destra che è in adduzione, su questo piano non sono presenti differenze tra i gruppi per la variabile dinamica del Cop.

Quindi possiamo riassumere dal nostro studio che gli indicatori più importanti e utili per chi utilizza sul campo lo squat test sono:

- Movimento sull'asse AP del segmento tronco con Rom ridotto
- Movimento sull'asse AP del segmento pelvi con Rom ridotto e in flessione
- Comportamento segmento tronco-pelvi consistente e analogo
- Bascule acromion, SIAS, Rotule parallele tra di loro
- Bascule acromion, SIAS, Rotule con senso di rotazione uguale
- Movimento sull'asse ML del ginocchio simmetrico
- Movimento sull'asse AP del ginocchio simmetrico e ampio
- Movimento sull'asse AP della caviglia simmetrico e ridotto
- Variazione della forza e della pressione scaricata a terra sull'asse AP tra avampiede e retropiede, in relazione al movimento eccentrico o concentrico

La condizione affaticata non mette in particolare evidenza differenze tra i gruppi, e tra le diverse condizioni di test (affaticato, non-affaticato); sono presenti differenze di comportamento ma non sono stabili, l'unico dato degno di nota è il cambiamento del senso di rotazione sull'asse verticale del tronco che è opposto alla situazione non-affaticata, mentre quanto riguarda la GRF sull'asse verticale, come avveniva nella situazione non-affaticata, il gruppo NNS ha un Rom maggiore.

Quindi possiamo concludere probabilmente che l'affaticamento indotto non è stato particolarmente intenso e prolungato da mettere in crisi i soggetti, di conseguenza non possiamo verificare la tesi di Nagy et.al. (2004), il quale osservò che l'attività sportiva intensa causa disturbi nel controllo posturale, nello Squat Test.

Pertanto nel futuro, per verificare il comportamento in situazione affaticata, sarà necessario aumentare la durata degli step e la fase di consolidamento della Fc prima di iniziare l'acquisizione.

Per quanto riguarda il confronto tra il gruppo sano e gli ACL¹⁸ disease possiamo rilevare che i due gruppi hanno comportamenti differenti. Rileviamo che il gruppo ACL'disease mostra dei compensi derivanti dalle limitazioni post infortunio: maggiore Rom del Cop sia sull'asse AP che ML, a conferma di un'instabilità presente nel controllo intersegmentario che rende "grezza" e incerta la postura ed il controllo dei movimenti. Valori ampi di Cop sull'asse AP significa che i soggetti tendono a fare lo squat con la tattica di caviglia, utilizzano principalmente la caviglia come fulcro principale del movimento (Salem et al. 2003); inoltre è anche presente una differenziazione tra lato destro e lato sinistro, evidenziata in un maggiore caricamento dell'arto sano a difesa e protezione dell'arto leso. In tale evidenza si cela la paura di flettere e caricare il ginocchio, il carico articolare, quindi, viene trasferito più o meno consciamente, all'articolazione della caviglia.

^{18 18} ACL: Legamento Crociato Anteriore.

Il Cop sull'asse ML tende ad avere valori estremi, rispetto al gruppo dei sani, probabilmente questo comportamento è sempre dovuto alla protezione dell'arto lesa che viene caricato di meno durante la fase eccentrica, per essere poi caricato nella fase concentrica. Quindi un trasferimento continuo del Cop tra un lato e l'altro. A livello pratico questa rilevanza la si potrebbe osservare con un ridotto Rom sull'asse AP del ginocchio, eventuali asimmetrie di altezza da terra sull'asse ML delle rotule oppure delle spalle, quindi con bascule¹⁹ non parallele tra di loro.

Quindi possiamo concludere che il gruppo ACL'disease mostra un meccanismo di protezione verso l'arto lesa tramite la tattica di caviglia e un caricamento maggiore dell'arto integro durante la fase eccentrica. In conseguenza a tali indicazioni, lo squat test permette non solo di capire se un'atleta è già pronto per il rientro in campo, ma se vi sono indici premonitori di un indebolimento dell'ACL che, inconsapevoli nel soggetto, tendono a privilegiare le strategie di protezione dell'arto indebolito anche nei soggetti apparentemente sani.

¹⁹ Bascule: linea immaginaria passante per gli acromion, per le SIAS, per le rotule. Permette di verificare rotazioni o differenza di altezza da terra delle articolazioni prese in esame.(Bricot, 1999).

7.0 Riscontri pratici nell'uso del test

In relazione alla ricerca di riscontri pratici nell'uso del test, possiamo ricapitolare i vari feed-back che potrebbero aiutare i preparatori atletici nello svolgimento del test la valutazione degli atleti. Queste proposte e considerazioni si sviluppano dopo un'attenta ricerca e studio bibliografico nel mondo scientifico, dopo attenta intervista nel mondo sportivo per capire come viene svolto lo squat test dai preparatori atletici e dopo un primo studio scientifico approfondito per capire quali sono gli indicatori e le proposte per uno sviluppo dello squat test.

Per quanto concerne il protocollo, le indicazioni emergenti sono le seguenti:

7.1 Condizionamento Organico

Si consiglia un leggero warm-up propriocettivo e di prova dello squat test prima di valutare l'atleta, affinché abbia dimestichezza col test e una sufficiente attivazione delle strutture propriocettive.

7.2 Tipologia di esecuzione

Lo squat test è uno strumento di valutazione funzionale dell'atleta dinamico, eventuali pause isometriche cambiano i parametri biomeccanici del soggetto quindi eventuali riscontri non possono rientrare nella valutazione dinamica. Se si vuole enfatizzare-evidenziare eventuali problemi consigliamo di valutare solo in situazione statica oppure di mettere un leggero sovraccarico in modo da condizionare il soggetto nell'esecuzione del test. Comunque ribadiamo che il test è puramente di valutazione dinamica del soggetto.

7.3 Posizioni

Come è stato anticipato e ampiamente spiegato nel paragrafo Cop vs Rom del ginocchio nell'analisi dati e nelle conclusioni il numero delle posizioni, secondo noi, deve essere ridotto da 5 a 3; per poter considerare tutte le variabili sarebbe opportuno utilizzare le posizioni estreme, quindi la A e E, ed eventualmente per avere feed-back intermedi le posizioni C o D.

Ricordiamo che questa conclusione è condivisa e già utilizzata dai preparatori atletici, soprattutto quelli dell'ambito cestistico.

L'analisi in situazione affaticata momentaneamente non viene consigliata visto che necessita di ulteriori analisi ed approfondimenti.

7.4 Posizione piedi

Nell'esecuzione nel test Cuzzolin propone una extrarotazione di 15-30° e un passo largo e assenza di rialzi sotto il tallone; nell'intervista ai preparatori atletici abbiamo rilevato che anche loro vincolano l'extrarotazione dei piedi ma la larghezza del passo e un eventuale rialzo sotto i talloni sono arbitrari; noi consigliamo un passo normale e i piedi devono essere in posizione neutra oppure in una leggera extrarotazione (Escamilla,2000) e senza rialzi (Sriwarno,2008).

7.5 Indicatori

Pressione del piede: durante l'esecuzione dello squat test il peso del soggetto sull'asse ML deve essere equi-bilanciato su entrambi i piedi, mentre sull'asse AP il peso deve trasferirsi tra l'avampiede, durante il movimento concentrico, mentre in eccentrico il peso deve essere localizzato nel retropiede. Questa variazione di carico sull'asse AP permette di coinvolgere tutte le articolazioni non solo quelle dell'arto inferiore. Questo è possibile

verificarlo con angoli alla caviglia ridotti, assenza alla tendenza al sollevamento del tallone, assenza dell'anteposizione del ginocchio al piede.

Caviglia: la proiezione del ginocchio a terra non deve superare quella del piede e il retropiede non deve avere la tendenza al sollevamento da terra.

Ginocchio: sul movimento sull'asse AP bisogna verificare se questo effettivamente venga impegnato, quindi ci sia una flessione che deve essere maggiore di tutti le altre. Il ginocchio deve essere caricato in modo simmetrico anche sull'asse ML, quindi la bascula delle rotule deve essere parallela al suolo, parallela a quella delle SIAS e quella degli acromion.

Se il ginocchio non si flette e non è caricato uniformemente il soggetto ha paura a caricarlo, quindi il soggetto non è idoneo a svolgere attività di muscolazione, quindi si necessita di ulteriori approfondimento per capire quali sono le cause.

Anca-Pelvi: sull'asse ML il movimento deve essere simmetrico, osservare il ginocchio tramite le bascule delle rotule o delle SIAS può essere un buon mezzo per rilevare eventuali differenze. Sull'asse AP bisogna verificare che non ci sia un eccessivo impegno, quindi una chiusura maggiore a livello delle SIAS²⁰, ma soprattutto bisogna controllare che la pelvi non venga estesa quindi il soggetto non deve cifotizzare nel tratto lombare durante il movimento eccentrico.

L5-Tronco: la linea delle spalle non deve superare la proiezione a terra del ginocchio, l'articolazione L5 e la pelvi devono essere solidali tra loro, quindi il soggetto non deve cifotizzare.

Posizione della testa: bisogna osservare un obiettivo davanti a se il quale deve essere perpendicolare al proprio sguardo (Donnelly, 2006).

Ripetizioni: il test risulta essere ripetibile e costante, ma per una migliore analisi, per una comprensione del test maggiore da parte dell'atleta e soprattutto una stabilità di comportamento è bene avere almeno 3 ripetizioni.

²⁰ SIAS: spina iliaca antero-superiore.

Quindi 5 ripetizioni rappresentano il numero minimo e corretto da fare eseguire.

In ultimo possiamo concludere che se vengono rilevati movimenti ampi sull'asse ML del ginocchio, una cifotizzazione lombare sull'asse AP con blocco della pelvi, bascule delle rotulee, delle SIAS, e degli acromion con senso di rotazione opposto oppure non parallele tra di loro, il soggetto non è adeguato a svolgere allenamento con i sovraccarichi; quindi si consiglia di iniziare innanzitutto un programma di sensibilizzazione e di miglioramento della propriocezione nei movimenti delle varie articolazioni e segmenti, affinché il soggetti rilevi attivamente le sue lacune e difficoltà, poi anche un programma di stretching sia analitico che globale ed eventualmente se la situazione non mostra miglioramenti, di consultare personale medico specialistico come ortopedici, fisioterapisti, osteopati e posturologi.

Bibliografia

1. Abelbeck K.G.; *Biomechanical Model and Evaluation of a Linear Motion Squat Type Exercise*. J. Strength Cond. Res. 16(4), pp. 516 – 524, 2002.
2. Aggashyan RV. “The study of influence of some biomechanical factors on the stabilogram” *Agressologie* 1979; 20:323–4.
3. Alberti G. e Silvaggi N.; *Aspetti metodologici per il miglioramento della forza e potenza muscolare*. *Atletica Studi*, pp. 3 – 16, 2006.
4. Anderson CK, and Chaffin DB, “A biomechanical evaluation of five lifting techniques. *Applied Ergonomics*, 1986, 17, 2– 8.
5. Assesman F, Caron O, Cremieux J. “Is there a transfer of postural ability from specific to unspecific postures in elite gymnasts?” *Neurosci Lett* 2004; 358:83-86.
6. Baumhauer J, Alosa D, et al. “A prospective study of ankle injury risk factors” *Am J Sports Med* 1995; 5:564–570.
7. Beckett ME, Massie DL, Bowers KD, Stol DA “Incidence of hyperpronation in the acl injured knee: a clinical perspective “ *J Athl Train* 1992;27:58-62.
8. Bennet JE, Reinking MF, Pluemer B, Pentel, Seanton M, Killian C.; “Factors contributing to the development of medial tibial stress syndrome in high school runners” *J Ortho Sports Phys Ther* 2001 31:504-510.
9. Bernier JN and Perrin DH. “Effect of coordination training on proprioception of the functionally unstable ankle” *J Orthop. Sport Phys Ther* 1998, 27:264-275.
10. Bernier JN, Perrin DH. “Effect of coordination training on proprioception of the functionally unstable ankle”. *J Sport Phys Ther* 1998;27; 264–275.

11. Bisciotti G.N.; *Il Ginocchio. Biomeccanica, traumatologia e riabilitazione*. Calzetti e Mariucci, 2007.
12. Bisciotti G.N.; *Il salto sotto esame*. Sport & Medicina, pp. 51 – 57, 2004.
13. Bonfim T.R., Jansen Paccola C.A., Barela J.A.; *Proprioceptive and Behavior Impairment in Individuals With Anterior Cruciate Ligament Reconstructed Knees*. Arch Phys Med Rehabil, pp. 1217 – 1223, 2003.
14. Bouisset S, Le Bozec S. “Posturo-kinetic capacity and postural function in voluntary movements”. In: Latash ML, editor. Progress in motor control, vol. II: structure–function relations in voluntary movements. Champaign, IL: Human Kinetics; 2002. p. 25–52.
15. Bouisset S, Richardson J, Zattara M; “Do APAs occurring in different segments of the postural chain follow the same organisation rule for different task movement velocities, independently of the inertial load value?” Exp Brain Res 2000, 132:79–86.
16. Bouisset S, Zattara M. “Anticipatory postural movements related to a voluntary movement.” In: Garcia, Guerin, Laverlochere, editors. Space physiology. Toulouse: Cepadues; 1983. p. 137–41.
17. Bricot B, “La riprogrammazione posturale globale” Marrapese ed. 1999.
18. Bringoux L, Marin V, Nougier V, Barraud PA, Raphel C; “Effects of gymnastics expertise on the perception of body orientation in the pitch dimension”. J Vestib Res. 2000; 10:251-258.
19. Buchana R, I Davis J “The relationship between forefoot, midfoot and rearfoot static alignment ion pain-free individuals”. K Orthop Sports Ther, 2005,35.
20. Busquet L.”Le actene muscolari” Marrapese ed, 2000.
21. Carolyn A et al. “Effectiveness of a home-based balance-training program in reducing sports-related injuries among healthy adolescents: a cluster randomized controlled trial”. CMAJ 2005.

22. Caron O, Gelat T, Rougier P, Blanchi JP. "A comparative analysis of the center of gravity and center of pressure trajectory path lengths in standing posture: an estimation of active stiffness". *J Appl Biomech.* 2000, 16:234-247.
23. Cheron G, Bengoetxea A, Pozzo T, Bourgeois M, Draye JP "Evidence of a preprogrammed deactivation of the hamstring muscles for triggering rapid changes of posture in humans". *Electroenceph Clin Neurophysiol* 1997; 105:58–71.
24. Cholewicki J., Panjabi, M.M. and Khachatryan, A., "Stabilizing function of the trunk flexor-extensor around a neutral spine posture". *Spine*, 1997, 22, 2207– 2212.
25. Cuzzolin F.; *Lo Squat Test: applicazioni pratiche*. Primo corso di aggiornamento per preparatori atletici, Tirrenia (Pi) Marzo 2004.
26. Dan B, Bouillot E, Bengoetxea A, Noel P, Kahn A, Cheron G. "Adaptive motor strategy for squatting in spastic diplegia" *Eur J Paediatr Neurol* 1999;3:159–65.
27. Davlin CD "Dynamic balance in high level athletes" *Perceptual and Motor Skills*, 2004,98, 11171-1176 .
28. Dionisio VC, Almeida GL, Duarte M, Hirata P "Kinematic, kinetic and EMG patterns during downward squatting *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 2006.
29. Donnelly D.V., Berg W.P., Fiske D.M.; *The Effect of the Direction of Gaze on the Kinematics of the Squat Exercise*. *Journal of Strength and Conditioning Research* 20(1), pp. 145 – 150, 2006.
30. Ekstrand J, Gillquist J. "Soccer injuries and their mechanisms. A prospective study" *Med Sci Sports Med* 1983; 15:267–270.
31. Escamilla R.F.; *Knee biomechanics of the dynamic Squat exercise*. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, pp. 127 – 141, 2000.

32. Freeman M, Dean M, Hanham I. "The etiology and prevention of functional instability of the foot" *J Bone Joint Surg Br* 1965; 47: 678–685.
33. Freeman MA. "Coordination exercise in treatment of functional instability of the ankle joint" *Int.J.Sport med.*1981.
34. Freeman, M.L. and Broderick, P., "Kinaesthetic sensitivity of adolescent male and female athletes and non-athletes", *Aust. J. Sci. Med. Sport*, 1996, 28 , 46–49.
35. Gardner -Morse, M. and Stokes, I.A., "The effects of abdominal muscle coactivation on lumbar spine stability". *Spine*, 1998, 23, 86 – 92
36. Garg A, Moore JS. "Prevention strategies and the low back in industry." *Occupational Medicine* 1992;7(4):629±40.
37. Garg A. and Herrin G.D., "Stoop or squat: a biomechanical and metabolic evaluation". *AIIE transactions*, 1979, 11, 293 – 302.
38. Garrick JG, "The Frequency of injury, mechanisms of injury and epidemiology of ankle sprains" *Am J Sports Med* 1977; 5:241–242.
39. Gauffin H, Tropp H et al "Effect of ankle disk training on postural control in patients with functional instability of the ankle joint". *Int J. Sports Med* 1988
40. Gellish RL, Goslin BR, Olson RE, McDonald A, Russi GD, Moudgil VK."Longitudinal modeling of the relationship between age and maximal heart rate." *Med Sci Sports Exerc.* 2007 May;39(5):822-9.
41. Glencross D, and Thornton E. "Position sense following joint injury" *Am. J. Sports Med.* 1981.
42. Golomer E, Dupui P, Monod H."Sex linked differences in equilibrium reactions among adolescents performing complex sensorimotor tasks". *J Physiol.* 1997,91: 49-55
43. Gracovetsky, S. "Musculoskeletal function of the spine". In *Multiple Muscle Systems: Biomechanics and Movement Organization* (edited by

- J.M. Winters and S.L.-Y. Woo), 1990pp. 410± 437. New York: Springer-Verlag.
44. Grimstone SK, Hodges PW. "Impaired postural compensation for respiration in people with recurrent low back pain". *Exp Brain Res* 2003; 151:218–24.
 45. Hagen K.B., Harms-Ringdahl K.; *Ratings of Perceived Thigh and back Exertion in Forest Workers During Repetitive Lifting Using Squat and Stoop Techniques*. *Spine* 19, pp. 2511 – 2517, 1994.
 46. Hakkinen K, Komi P, & Kauhanen H. "Scientific evaluation of specific loading of the knee extensors with variable resistance, isokinetic and barbell exercises." *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 1987, 26.
 47. Hamaoui A, Do M, Poupard L, Bouisset S. "Does respiration perturb body balance more in chronic low back pain subjects than in healthy subjects?" *Clin Biomech (Bristol Avon)* 2002; 17:548–50.
 48. Hamaoui A, Do MC, Bouisset S. "Postural sway increase in low back pain subjects is not related to reduced spine range of motion." *Neurosci Lett* 2004; 357:135–8.
 49. Hamaoui A., Le Bozec S, Poupard L, Bouisset S. "Does postural chain muscular stiffness reduce postural steadiness in a sitting posture?" *Gait & Posture* 2007; 25 199–204
 50. Hase K, Sako M, Ushiba J, Chino N. "Motor strategies for initiating downward-oriented movements during standing in adults". *Exp Brain Res* 2004; 158:18–27.
 51. Hay J et al. "Load, speed and equipment effects in strength-training exercises". In Matsui H & Kobayashi K. 1983. Champaign Human kinetics.
 52. Hoffman M and Payne GV. "The effects of proprioceptive ankle disk training on healthy subjects". *J. Orthop. Sports Phys Ther* 1995.

53. <http://www.centrostudikeiron.it>
54. <http://www.sporttraining.net>
55. Hugel F, Cadopi M, Kohler E, Perrin P. "Postural control of ballet dancers: a specific use of visual input for artistic purpose". *Int J Sports Med*; 1999; 20:86-92.
56. Hung Y., Gross M.T.; *Effect of Foot Position on electromyographic Activity of the Vastus medialis Oblique and Vastus Lateralis During Lower-Extremity Weight-Bearing Activities*. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*, pp. 93 – 105, 1999.
57. James F. & Marie Earl S. "Coordination of Posture and Movement " *Physical Therapy* 1990 Volume 70, Number 12 /December.
58. Javed A e al "Peroneal reaction time in treated functional instability of the ankle" *Foot Ankle Surg*. 1999.
59. Jerosch J et al. "Proprioception of the ankle in healthy volunteers and in athletes with unstable ankle joints". *Deutsche Zeitschrift fur Sportmedizin* 1994.
60. Kellis E, Arambatzi F, Papadopoulos C. "Effects of load on ground reaction force and lower limb kinematics during concentric squats". *Journal of Sports Sciences*; 2005,23(10).
61. Kendall F., Kendall McCreary E. "I muscoli - *Funzioni e Test con Postura e Dolore*" Verducci ed.2005
62. Kovacs EJ, Birmingham TB, Forwell L, Litchfield RD. "Effect of training on postural control in figure skaters". *Clin j sport med* 2004,vol 14,num 4.
63. Le Bozec S,. Bouisset S. "Does postural chain mobility influence muscular control in sitting ramp pushes?" *Exp Brain Res* 2004 158: 427–437.
64. Lehman GJ, Gordon T, Langley J, Pemrose P and Tregaskis S "Replacing a Swiss ball for an exercise bench causes variable changes

in trunk muscle activity during upper limb strength exercises”. *Dynamic Medicine*, 2005 4:6.

65. Lepers R, Bigard A, Diard JP, Gouteyron JF, Guezennec CY “Posture control after prolonged exercise” *Eur J Appl Physiol* 1997, 76:55-61.
66. Lephart Sm et al “The role of proprioception in the management and rehabilitation of athletic injuries”. *Am. J. Sports Med.* 1997.
67. Leroy D. “Spatial and temporal gait variable differences between basketball, swimming and soccer player” *J Sports Med*; 2000, 21:158-162
68. Leskinen T.P., Stalhammar H.R., Kuorinka I.A. and Troup J.D., “A dynamic analysis of spinal compression with different lifting techniques”. *Ergonomics*, 1983,,26, 595 – 604.
69. Lieber S.J., Rudy T.E., Boston J.R.; *Effects of Body Mechanics Training on Performance of Repetitive Lifting*. *The American Journal of Occupational Therapy* 54, pp. 166 – 175, 2000.
70. Lino F, Duchêne JL, Bouisset S “Effect of seat contact area on the velocity of a pointing task. In: Bellotti P, Capozzo A (eds) *Biomechanics*. 1992 Università La Sapienza, Rome, p 232.
71. Marcora S., Miller M.K.; *The effect of knee angle on the external validity of isometric measures of lower body neuromuscular function*. *Journal of Sports Sciences* 18, pp. 313 – 319, 2000.
72. Martel G.F., Harmer M.L., Logan J.M., Parker C.B.; *Aquatic Plyometric Training Increases Vertical Jump in Female Volleyball Players*. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, pp. 1814 – 1819, 2005.
73. Massion, J., “Postural control system”, *Curr. Opin. Neurobiol.*, 1994, 4, 877–887.
74. McGuine et al, “Balance as a predictor of ankle injuries in high school basketball players”, *Clinical Journal of Sport Medicine*, 2000, 10:239 – 244

75. McGuine TA, Greene JJ, Best T, Levenson G “Balance as a predictor of ankle injuries in high school basketball players” *Clin J Sports Med* 2000,10.
76. Mesure S, M. Bonnet, J. Cremieux, “Postural reaction time and performance during static equilibrium”, M. Woolacott, F.B. Horak (Eds.), *Posture and Gait: Control Mechanisms*, 1, Univ Oregon Books, Portland, 1992, pp. 214–217.
77. Murphy AJ & Wilson GJ. “The ability of tests of muscular function to reflect training-induced changes in performance”. *Journal of Sports Sciences*, 1997, 15, 191-200 .
78. Nagy E et al;”Postural control in athletes participating in an ironman triathlon “ *Eur J Appl Physiol* 2004, 92:407-413.
79. Nashner LM, Berthoz A, “Visual contribution to rapid motor responses during posture control.” *Brain Res* 1978, 150: 403 – 7
80. Nashner LM. “Practical biomechanics and physiology of balance”. In: Jacobson GP, Newman CW, Kartush JM, eds. *Handbook of Balance Function Testing*. St. Louis: Mosby Yearbooks, 1993:261–279.
81. Neto J.Júnior, Carlos Marcelo Pastre and Henrique Luiz Monteiro. “Postural alterations in male Brazilian athletes who have participated in international muscular power competitions” *Rev Bras Med Esporte* _ Vol. 10, N° 3 – Mai/Jun, 2004.
82. Ninos J.C., Irrgang J.J., Burdett R., Weiss J.R.; *Electromyographic Analysis of the Squat Performed in Self-Selected Lower Extremity Neutral Rotation and 30° of Lower Extremity Turn-Out From the Self-Selected Neutral position*. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy* vol.25 n.5, pp. 307 – 315, 1997.
83. Norman R., Wells, R., Neumann, P., Frank, J., Shannon, H. and Kerr, M. “A comparison of peak vs cumulative physical work exposure risk

- factors for the reporting of low back pain in the automotive industry". *Clinical Biomechanics*, 1998;13, 561 – 573.
84. Paillard T., Noè F, Riviere T, Marion V, Montoys R, Dupui P. "Postural performance and strategy in the unipedal stance of soccer players at different levels of competition" *Journal of Athletic Training*; 2006, 41 :172-176.
 85. Parisi A, Francavilla VC Francavilla G."Ruolo della posturologia in medicina dello sport." *Med sport*;2002, 55:237-31
 86. Powers CM et al "Rearfoot posture in subjects with patellofemoral pain." *J Ortho Sports Phys Ther* 1995; 22:155-160.
 87. Rahmani A, Viale F, Dalleau G & Lacour "Force/velocity and power /velocity relationship in squat exercise". *European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology*, 2001, 84,227-232.
 88. Rondini, D., Cecilliani, A., Fantozzi, S., Stagni, R.. "Standardization of Squat Test in Study of the Posture in Athletes." In Starosta W.& Jevtic B. (Eds), *A New Ideas in Fundamentals of Human Movement and Sport Science: Current Issues and Perspective*, 10th Sport Kinetics Conference (pp. 128-131). Belgrade: IASK, (2009)
 89. Root ML et al "Normal and abnormal function of the foot Los Angeles", CA: *Clinical Biomechnaics Corporation*; 1997.
 90. Salem G.J., Salinas R., Harding V.; *Bilateral Kinematic and Kinetic Analysis of the Squat Exercise After Anterior Cruciate Reconstruction*. *Arch Phys Med Rehabil* vol.84, pp. 1211 – 1216, 2003.
 91. Schambaugh J. "Structural measures as predictors of injury in basketball players". *Med Sci Sports* 1991; 12:522–527.
 92. Signorile J.F., Kwiatkowski K., Caruso J.F., Robertson B.; *Effect of Foot Position on the Electromyographical Activity of the Superficial Quadriceps Muscles During the Parallel Squat and Knee Extension*.

- Journal of Strength and Conditioning Research 9(3), pp. 182 – 187, 1995.
93. Sleivert G, Taingahue M “The relationship between maximal jump-squat power and sprint acceleration in athletes” Eur J Appl Physiol, 2004,91: 46–
 94. Sleivert G, Taingahue M “The relationship between maximal jump-squat power and sprint acceleration in athletes” Eur J Appl Physiol, 2004, 91: 46–52.
 95. Soderman K, Alfredson H, Pietilia T, Wermer S. “Risk factors for leg injuries in female soccer players: a prospective investigation during one out-door season.” Knee Surg Sports Traumatol Arthrosoc.2001, 9.
 96. Sommer HM et al “Effect of foot posture on the incidence of medial stress syndrome” Med Sci Sports Exerc. 1995; 27:800-804.
 97. Sriwarno A.B. et al *The Relation between the Changes of Postural Achievement, Lower Limb Muscle Activities, and Balance Stability in Three Different Deep-Squatting Posture.* Journal of Physiological Anthropology 27, pp. 11 – 17, 2008.
 98. Straker L.M.; *A review of research on techniques for lifting low-lying objects: 2. Evidence for a correct technique.* Work 20, pp. 83 – 96, 2003.
 99. Struyf-Denis G.”Les Chaines Musculaires et articulaire” Livre ed. 2000.
 100. Tillman MD, Bauer JA, Cauraugh JH, Trimble MH “Differences in lower extremity alignment between male and females. Potential predisposing factors for knee injury” The journal of sports medicine and physical fitness; 2005 Sep;45(3):355-9.
 101. Tropp H, Ekstrand J, Gillquist J. “Stabilometry in functional instability of the ankle and its value in predicting injury” Med Sci Sports Exerc. 1984, 16.

102. Uetake T. , F. Ohtsuki, H. Tanaka and M, Shindo “The vertebral curvature of sportsmen” *Journal of Sports Sciences*, 1998, 16, 621± 628.
103. Van Dieen J.H., Hoozemans M.J.M., Toussaint H.M.; “*Stoop and Squat: a review of biomechanical studies on lifting technique*”. *Clinical Biomechanics* 14, pp. 685 – 696, 1999.
104. Van Dieen JH, Marco J.M. Hoozemans, Huub M., Toussaint S, “Stoop or squat: a review of biomechanical studies on lifting technique”, *Clinical Biomechanics* 1999, 14 685±696.
105. Vuillerme N., Teasdale N, Nougier V. “The effect of expertise in gymnastics on proprioceptive sensory integration in human subjects” *Neuroscience Letters* 1998, 311 73–76.
106. Vuillerme, Nougier V, Prieur J “Can vision compensate for a lower limbs muscular fatigue for controlling posture in humans?” *Neurosci Lett*, 2001, 308: 103-106.
107. Watson AW. “Ankle sprains in players of the field–games Gaelic football and hurling” *J. Sports Med Phys Fitness* 1999; 39,66-70.
108. Watson AWS, “posture and participation in sports” *Sports Medicine and Physical Fitness* 1983. Vol 23 no 3:231-9.
109. Watson AWS, “Sports injuries in footballers related to defects of posture and body mechanics” *Journal Sports Medicine Physical Fitness*. 1995.
110. White, T.L. and Malone, T.R. “Effects of running on intervertebral disc height.” *Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy*, 1998, 12, 139± 146.