UNIVERSITÀ DEGLI STUDI DI MODENA E REGGIO EMILIA FACOLTÀ DI MEDICINA E CHIRURGIA
Dipartimento di Scienze Biomediche, Metaboliche e Neuroscienze

CORSO DI LAUREA IN FISIOTERAPIA

Presidente Prof. Adriano Ferrari
Coordinatore AFP. Dott.ssa Stefania Costi

"STUDIO SPERIMENTALE SULLE RELAZIONI FUNZIONALI MIOFASCIALI CHE INTERCORRONO TRA FASCIA TORACO-LOMBARE E ZONA GLUTEA: CATENA SPIRALE POSTERIORE"

Relatore: Prof.ssa Sandra Bassi
Studente: Greta Maietti
Correlatori: Dott. Saverio Colonna
FT Andrea Casari

Anno Accademico 2017/2018

INDICE

1. ABSTRACT……4

2. INTRODUZIONE……8
   2.1 Nota storica e definizione del “Sistema Fasciale”……..8
   2.2 Il tessuto connettivo nel corpo umano……9
   2.3 Anatomia e composizione della fascia……..11
   2.4 Cenni di implicazioni sulla pratica clinica delle fasce……..15
   2.5 La trasmissione della forza e biomeccanica……..16
   2.6 Fisiologia delle catene miofasciali……17
   2.7 Evidenze sulle catene miofasciali…….25

3. RAGIONE E SCOPO DELL’ESPIRIMENTO……...29

4. MATERIALE E METODI……..30
   4.1 Progetto di studio……..30
   4.2 Selezione dei soggetti……...31
   4.3 Criteri di inclusione……..31
   4.4 Criteri di esclusione……..31
   4.5 Scheda Anamnestica…….32
   4.6 Materiali utilizzati…….35
   4.7 Metodi……...37
   4.8 Analisi statistica……48

5. RISULTATI…….49
   5.1 Statistiche descrittive sul campione……..49
   5.2 Analisi risultati fase di Attivazione……...49
   5.3 Analisi risultati fase di Allungamento……..51
   5.4 Confronto risultati secondo l’arto dominante……...54
   5.5 Effetto complessivo……..56

6. DISCUSSIONE……57

7. LIMITI DELLO STUDIO……60

8. RICADUTA SULLA PRATICA CLINICA……..61

9. CONCLUSIONI……62

10. RIFLESSIONI PERSONALI CONCLUSIVE……..63

11. RINGRAZIAMENTI…….64

12. BIBLIOGRAFIA……67

13. ALLEGATI…….71

1. ABSTRACT

Introduziere

Nel corso degli ultimi anni le strutture mio-fasciali hanno acquisito una rilevanza sempre maggiore che si deduce dalla quantità di articoli pubblicati.
Il sistema fasciale interpenetra e circonda tutti gli organi, muscoli, ossa e fibre nervose, dotando il corpo di una struttura funzionale, e fornendo un ambiente che consente a tutti i sistemi del corpo di operare in modo integrato creando dei link da segmenti e distretti anche molto lontani fra loro. Le connessioni che intercorrono tra le strutture proprie del sistema fasciale, possono essere schematizzate in specifiche concatenazioni (catene miofasciali) che interessano l'intero organismo e si articolano secondo 4 anelli: uno centrale, uno laterale e due diagonali; quello centrale è a sua volta diviso in una parte destra e una parte sinistra. La suddivisione all'interno delle differenti catene deve essere fatta su base funzionale in quanto non è sempre presente una soluzione di continuità anatomica tra le varie strutture che le compongono, ma esiste una continuità data dal tono preferenziale e quindi dal SNC che attiva questi gruppi muscolari coordinandoli nella funzione. Il presente studio interessa le Catene Spirali Posteriori (CSP), le quali formano una spirale che collega l'arto inferiore all'arto superiore opposto. Nel movimento creano e mediano le rotazioni e i movimenti obliqui del corpo.

Obiettivo dello studio

Questo lavoro si pone l'obiettivo di studiare la relazione funzionale che intercorre fra la zona toraco lombare e la zona glutea di una specifica catena miofasciale, la catena spirale posteriore (CSP).

Materiali e metodi

L'obiettivo è rivolto ad analizzare, mediante l'utilizzo di un goniometro digitale (Free4Act) le differenze di range of motion (ROM) durante il movimento di rotazione del tronco sul piano trasverso al variare della tensione della CSP.
Sono stati analizzati 75 (48 uomini e 27 donne) di età compresa fra i 18 e 32 anni (età media 24.03 ± 3.95), sono stati esclusi soggetti con importanti problematiche al rachide che avrebbero potuto limitarne il movimento.
Sono state effettuate 4 valutazioni:
- i primi due test hanno costituito la baseline che valuta il ROM di rotazione del tronco sul piano trasversale, in condizione neutra della catena spirale posteriore del soggetto.
- il terzo test è stato effettuato ponendo in attivazione la catena mediante una contrazione isometrica di abduzione ed extra rotazione d'anca destra
- il quarto test è stato effettuato a seguito di un periodo di riposo di 5 minuti e dopo il protocollo di allungamento della catena che è stata scelta in maniera randomizzata.
Sono state rilevate le differenze di rotazione del tronco sul piano trasversale effettuando i test mantenendo il Free4Act nella medesima posizione ed eseguendo sempre lo stesso numero di rotazioni.

Risultati

Gli outcome di rilevanza primaria riguardano le differenze di rotazione sul piano trasversale del tronco in seguito ad attivazione ed allungamento della CSP:
- è stata osservata una differenza significativa fra la baseline e la fase di l'attivazione per quanto

riguarda la riduzione dell'angolo di rotazione del tronco verso destra ($p<0.0001$), l'aumento dell'angolo di rotazione del tronco verso sinistra ($p=0.015$), lo spostamento complessivo del cono di movimento (differenza tra angolo sn-dx $p<0.0001$), senza tuttavia una differenza significativa nell'ampiezza del cono ($p=0.201$). La dominanza dell'arto sinistro o destro non è risultata rilevante.
- È risultato un incremento significativo dell'angolo a sinistra quando l'allungamento veniva effettuato a sinistra ($p=0.145$), non si può dire lo stesso invece per il lato destro nell'allungamento a destra ($p=0.553$).

Conclusioni

I risultati ottenuti da questo studio dimostrano che al variare della tensione nella CSP si possono apprezzare cambiamenti del ROM della rotazione del tronco sul piano trasversale. I risultati di questo lavoro sembrano confermare l'esistenza di una relazione funzionale, oltre che quella anatomica, di segmenti diversi del nostro corpo, inclusi nella CSP.

Parole chiave: sistema miofasciale, fascia toraco-lombare, zona glutea, Catena Spirale Posteriore (CSP), relazioni funzionali.

1. ABSTRACT

Introduction

Over the last few years, the mio-fascial structures have acquired an ever greater relevance that can be deduced from the quantity of published Articles.
The fascial system interpenetrates and surrounds all organs, muscles, bones and nerve fibers, providing the body with a functional structure, and providing an environment that allows all body systems to operate in an integrated way by creating links from segments and districts.
The miofashial system's connections are outlined in specific concatenations (myofascial chains) that affect the whole organism. These chains are articulated according to four rings: one central, one lateral and two diagonal; the central one is divided into a right and a left part. The subdivision within the different chains must be done on a functional basis as there is not always an anatomical continuity solution between the various structures that compose them, but there is a continuity given by the preferential tone and by the SNC that activates these muscle groups coordinating them in the function.
The present study involves the Posterior Spiral Chains (CSP), which is a spiral that connects the lower limb to the opposite upper limb. During the movement create and mediate rotations and oblique movements of the body.

Study's target

The present study was designed to provide the functional relationship between the lumbar Thoraco area and the gluteal area of a specific myofascial chain, the posterior spiral chain (CSP).

Materials and methods

The present study aims to analyse, using a digital protractor (Free4Act), the differences in the range of motion (ROM) during the trunk rotation on the transverse plane when the CSP muscolar tension changes.
Were analysed 75 (48 men and 27 women) aged between 18 and 32 years (middle age 24.03 ± 3.95), were excluded subjects with important problems to the spine that could limit their movement.
4 evaluations were made:
-the first two tests established the baseline that evaluate the trunck rotation's ROM in an initial neutral condition of the subject
-the Third Test was carried out by placing the chain in activation with an isometric contraction: abduction and extrarotation of the right hip.
-the Fourth Test was carried out following a rest period of 5 minutes and after the chain stretching protocol. The treated chain was randomly selected.
The differences in the rotation of the trunk on the transverse plane were detected by carrying out the tests keeping the Free4Act in the same position and always executing the same number of rotations.

Results

The outcomes of primary relevance concern the differences in rotation on the transverse plane of the trunk following the CSP's activation and elongation:
-a significant difference has been observed between the baseline and the activation's phase

regarding the reduction of the right trunk's rotation angle ($p < 0.0001$), the increase in the left trunk's rotation angle ($p = 0.015$), the overall displacement of the movement cone (difference between the SN-DX angle $p < 0.0001$), but without a significant difference in the amplitude of the cone ($p = 0.201$). The dominance of the left or right limb was not relevant.
-a significant increase of the left angle was found when the elongation was done on the left ($p = 0.145$), We can't say the same for the right side in the elongation on the right ($p = 0.553$).

Conclusions

The study's results shows that when the ROM of the trunk rotation on the transverse plane changes in relation to the CSP tension's changes. The results of this work seem to confirm the existence of a functional, as well as anatomic, relationship of distant parts of our body, related to the specific segment included in the CSP.

Keywords: myofascial system, thoraco-lumbar fascia, gluteal area, Spiral Back Chain (CSP), functional relations.

2. INTRODUZIONE

2.1 Nota storica e definizione “Sistema Fasciale”

Il Sistema Fasciale è ancora un argomento da discutere. Mentre alcuni autori ammettono l'esistenza di uno strato membranoso che separa il tessuto sottocutaneo in due strati sottostrati, altri lo escludono, e altri ancora descrivono più strati di questo tipo (Wendell-Smith 1998). Gli antichi anatomisti (Fabrici, Casseri, Spiegel, Bartholin e Veslin, ecc.), seguendo gli insegnamenti di Vesalio (1543), descrivevano il sottocute come una struttura formata da uno strato adiposo e uno carnoso. Sotto questi strati hanno riconosciuto la "membrana muscolorum communis": membrana legata ai muscoli. Il termine "fascia superficiale" apparve solo alla fine del diciannovesimo secolo, quando Camper (1801), Colles (1811) e Scarpa (1808 e 1819), studiando la formazione di ernie inguinali, dimostrarono la presenza di uno strato fibroso all'interno dell'ipoderma delle regioni addominali e pelviche. Questo strato era designato come "fascia superficiale", qualcosa di separato dal termine "fascia profonda". Sfortunatamente, nessuno continuò le ricerche sulla fascia e la sua relazione con il pannicolo carnoso come descritto negli antichi manuali anatomici. Così, rimase ambigua e confusa la terminologia riguardo lo strato sottocutaneo.

Al giorno d’oggi la definizione più utilizzata risulta essere quella conferita dal Comitato di Nomenclatura della Fascia (FNC) nel 2014, la quale descrive il Sistema Fasciale come un “continuum tridimensionale di morbido collagene, tessuti connettivi fibrosi lassi e densi che permeano il corpo. Tale sistema incorpora elementi come tessuto adiposo, avventizie e guaine neuro-vascolari, aponeurosi, fasce profonde e superficiali, epinervio, capsule articolari, legamenti, membrane, meningi, espansioni miofasciali, periostio, retinacoli, setti, tendini, fasce viscerali e tutto l’intramuscolo e tessuti connettivi intermuscolari incluso endo- /peri/epimisio” (Stecco C.; Schleip R.; Yucesoy C.; Adstrum S; Tozzi P; Hedley G., 2016).

Il sistema fasciale interpenetra e circonda tutti gli organi,muscoli, ossa e fibre nervose, dotando il corpo di una struttura funzionale, e fornendo un ambiente che consente a tutti i sistemi del corpo di operare in modo integrato.

Le connessioni connettivali permettono link neurologici, chimici e meccanici. Il sistema miofasciale inteso come un “continuum” risulta essenziale per capire il contributo funzionale di quest’ultimo alla generazione e trasmissione della forza biomeccanica e altre forme di informazione corporea. Dunque, dalla precedente definizione si deduce come il sistema miofasciale possa svolgere molte altre importanti funzioni nell'organismo includendo (ma non limitato a) “funzioni architettoniche e strutturali, neurologiche, trasmissione della forza biomeccanica, morfogenesi cellulare e trasmissione del segnale” (Schleip et al., 2012).

Da questa prospettiva di classificazione, la fascia è generalmente considerata una forma di tessuto connettivo propriamente detto, sebbene la sua specifica sub-identificazione sia come tessuto connettivo lasso sia come tessuto connettivo denso “regolare” o “irregolare” non è stata ancora chiarita. L'uso all’interno della definizione dell’espressione “tessuti connettivi” al plurale ci fa riconoscere che, a livello istologico, il sistema fasciale è costituito da più tipi di tessuto connettivo - ad esempio, areolare, denso regolare/irregolare, adiposo (Adstrum S. et al., 2017)

2.2 Il tessuto connettivo nel corpo umano

Il corpo è un complesso sistema formato da sub unità autonome ma funzionalmente connesse.
I sistemi di interconnessione che il nostro corpo può utilizzare si basano su tre principi fisici: chimico, elettrico, meccanico. Il sistema chimico sfrutta la rete vascolo-linfatica per connettere ogni parte del del nostro corpo. La via elettrica utilizza la rete del sistema nervoso centrale e periferico.
Per vivere l’universo abbiamo bisogno di muoverci, e il movimento deve sottostare a delle precise leggi meccaniche, da qui il concetto di principio meccanico. La forza di gravità terrestre impone al corpo umano, per muoversi, una precisa strategia biomeccanica che si avvale del sistema locomotore.

La prima domanda che sorge spontanea è: il nostro sistema osteo-muscolare di locomozione presenta realmente tali interconnessioni?
Se ci dovessimo soffermare solo alla considerazione anatomica del muscolo sarebbe impossibile parlare di catene, quindi sarebbe erroneo il termine “catene muscolari” perchè il muscolo ha un inizio e una fine, quindi è opportuno denominare un “sistema neuro-mio-fasciale” nel quale rientrano le componenti connettivali della fascia e quelle proprie del sistema nervoso che si intercalano alle fibre muscolari.

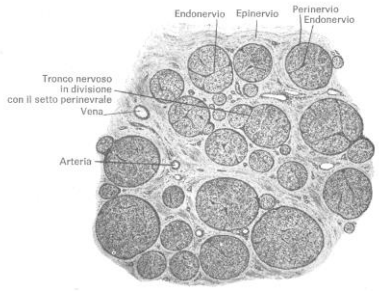


Fig. 1 – preparato istologico di una sezione del nervo sciatico di neonato

Nel sistema motore abbiamo un tessuto osseo collegato ad un muscolo (tessuto muscolare) tramite un tendine (tessuto connettivale). In realtà, il tendine è formato principalmente da tessuto connettivale, ma anche il sistema nervoso presenta al suo interno un'alta componente di tessuto connettivale (fig. 1).

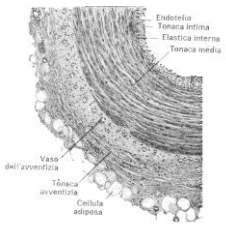


Fig. 2 – segmento di una sezione di arteria digitale volare della mano di uomo

Lo stesso avviene per il sistema vascolare (fig. 2) e per il tessuto muscolare, costituiti in larga parte da connettivo.

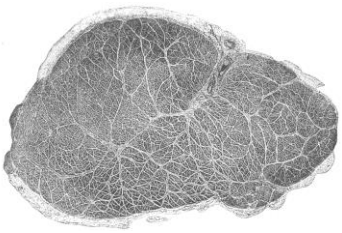


Fig. 3 – sezione trasversale di muscolo sartorio di uomo, si noti come il connettivo suddivide in sub unità di varie dimensioni

La presenza, infatti, di questo tessuto nel muscolo non riguarda solo la guaina che avvolge l'intero muscolo (aponeurosi) ma ne costituisce tutte le più piccole sub unità (epimisio, perimisio, endomisio) (fig. 3).

In tabella 1 viene riportata la distribuzione del tessuto connettivale corporeo, ed è sorprendente la sua massiccia presenza.

La fascia aponevrotica del muscolo è contigua alla fascia del tendine (paratenonio) e questa, a sua volta, si connette alla guaina dell'osso (periostio) (Tabella 1).
Oltre alla connessione meccanica importante, come vedremo successivamente, per un'efficacia funzionale, questi anelli sono messi in collegamento anche da uno schema nervoso centrale che ne mantiene un tono muscolare di base.

STRATO SUPERFICIALIE	Lamina basale dell'epidermide Trame connettive del derma Tessuto superficiale sottocutaneo (ipoderma)
STRATO INTERMEDIO	Fascia superficialis Aponeurosi (superficiale, media e profonda) Epimisio dei muscoli Tendine e legaménti viscerali Sviluppo esterno dei visceri Sviluppo esterno dei vasi Capsula esterna dei gangli linfatici
STRATO PROFONDO	Dura madre e travate connettive del leptomeninge Perimisio ed endomisio muscolare Avventizio e connettivo della media Nevrilemma, epinervo, perinervo, endonervo e sviluppo esterno dei gangli nervosi Rivestimento sottosieroso e sottomucoso Tessuto interlobulare Periostio Capsule e sinoviali articolari Setti interossei Lamine basali profonde
Tabella 1 – suddivisione del tessuto connettivo corporeo proposto da Busquet 1993	

2.3 Anatomia e composizione della fascia

Le fasce muscolari possono essere classificate all'interno del tessuto connettivo denso. La fascia è un corpo anisotropo, in quanto le fibre collagene presentano proprietà fisiche (elasticità, assorbimento, quantità) differenti nelle diverse direzioni. Se noi ad esempio trazionamo un lembo di fascia lata, vediamo che essa è molto resistente se viene trazionata nel senso della disposizione delle sue fibre collagene, mentre è facilmente lacerabile se la tiriamo nel senso opposto. Se noi esaminiamo lo stesso lembo di fascia al microscopio, vediamo che essa è formata dai fibroblasti, presenti in grande numero all'interno del tessuto.

L'elemento, che permette alle fibre collagene di allungarsi ed accorciarsi, è la sostanza fondamentale in cui esse sono immerse. Se questa sostanza passa dalla sua forma liquida (sol) a quella densa (gel), allora lo scorrimento interfibrillare è compromesso. A determinare la densificazione della sostanza fondamentale e in particolare dell'acido ialuronico ci sono varie cause, fra le quali prevalgono il sovraccarico e i traumi.

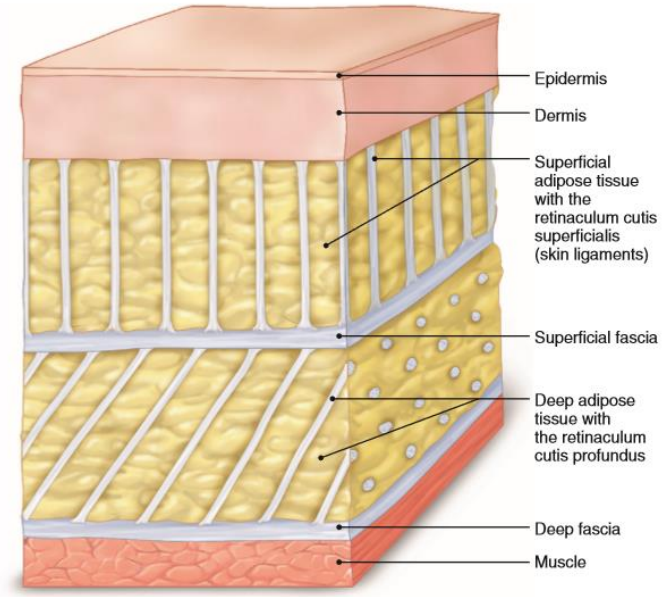


Fig 4. La fascia superficiale è connessa alla cute (retinacoli cutanei superficiali) e alla fascia profonda (retinacoli cutanei profondi) attraverso dei setti fibrosi i quali impartiscono specifiche proprietà meccaniche al sottocute (Nash et al 2004). I retinacoli cutenei superficiali sono orientati perpendicolarmente rispetto gli strati tissutali, mentre i retinacoli cutanei profondi sono disposti in modo obliquo, si presentano più sottili e creano una netta separazione tra fascia superficiale e fascia profonda. La fascia superficiale e i retinacoli cutanei formano una rete tridimensionale tra i lobuli di tessuto adiposo dell'ipoderma, andando a formare un ancoraggio dinamico tra cute e tessuti sottostanti. Tale disposizione delle fibre si appresta a conferire un meccanismo di trasmissione muldidirezionale delle forze meccaniche resistente e flessibile al tempo stesso (Stecco C., 2015).

Stecco C. et al. (2015) descrivono la fascia suddividendola in due principali sottostrati: la fascia superificale e la fascia profonda.
Mentre la fascia superficiale viene intesa come uno strato fibroso di tessuto connettivo che conferisce intergrità alla cute e supporto alle strutture sottocutanee, la fascia profonda si riferisce a tutti gli strati densi e fibrosi che interagiscono con il sistema muscolare e contribuiscono a creare connessioni e a trasmettere la forza muscolare tra i diversi elementi del sistema muscolo-scheletrico. Dal punto di vista funzionale, la fascia superficiale ha un ruolo nell'organizzazione della disposizione del tessuto adiposo e separa la cute dal sistema muscolo-scheletrico permettendo il normale scivolamento tra strati muscolari e cutanei. Si comporta come uno strato fibroelastico il quale può essere facilmente trazionato in differenti direzioni e riportato al suo stato iniziale. La fascia profonda può essere ulteriormente suddivisa, in base alle caratteristiche sul piano cito-istologico, biomeccanico e funzionale, in quattro differenti forme:

- Fascia aponevrotica
- Fascia epimisiale
- Fascia perimisiale
- Fascia endomisiale

La fascia aponevrotica costituisce quell'insieme ben definito di guaine fibrose che rivestono un gruppo di muscoli o vanno a formare l'inserzione miotendinea nel caso di muscoli di

dimensioni maggiori (Stedman's Medical Dictionary 1995). La fascia toracolombare, le guaine del retto e tutte le fasce profonde degli arti inferiori sono esempi comuni di fasce aponevrotiche. La fascia epimisiale si riferisce a tutti quegli strati fini ma ben organizzati di fibre collagene, fortemente connessi alle fibre muscolari con il ruolo fondamentale di trasmissione della forza tra gruppi di fibre muscolari adiacenti sinergiche. La fascia profonda che permea i muscoli del tronco presenta queste caratteristiche, così come quella che avvolge il piccolo pettorale, gran dorsale, deltoide e tutti i muscoli dell'arto inferiore.

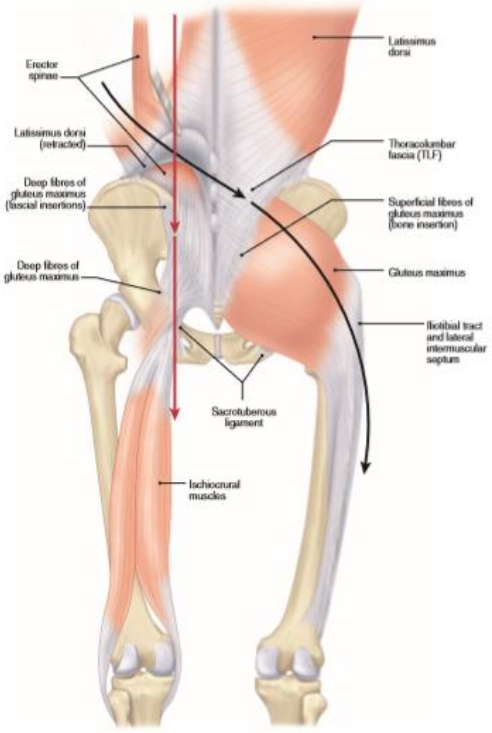
La fascia perimisiale si presenta sottoforma di un sottile strato fibroso connesso alla fascia epimisiale che divide i ventri muscolari in fascicoli di differenti dimensioni, forma setti neurovascolari all'interno dei muscoli costituiti da "foglietti di fibre collagene o fasci di tessuto connettivo che avvolgono e proteggono i vasi sanguigni, i capillari linfatici e i nervi" (Huijing & Jaspers 2005).

La fascia endomisiale è una sottile porzione di connettivo intramuscolare che forma un involucro esterno a diretto contatto con ogni singola fibra muscolare. Si estende senza soluzioni di continuità dal collagene perimisiale, separa ogni singola fibra muscolare le une dalle altre, permettendo lo slittamento autonomo di ciascuna di esse durante la contrazione muscolare.

Dalla fascia aponevrotica prendono origine espansioni miofasciali che si inseriscono a livello del muscolo scheletrico.
Luigi Stecco (1990) affermò che l'espansione miofasciale permette la messa in tensione selettiva della fascia durante il movimento. Infatti, una contrazione muscolare determina non solo un movimento angolare dell'articolazione, ma grazie all'espansione miofasciale, può dar luogo a un allungamento selettivo e costante di specifiche porzioni appartenenti alla fascia profonda e stimolare l'allineamento delle fibre collagene lungo le linee di forza.
Questo collegamento tra muscolo e fascia mette in luce la coordinazione a livello periferico tra vari muscoli coinvolti nel movimento e nella percezione della corretta direzione del movimento. Questa organizzazione suggerisce che la fascia aponevrotica può agire come un nastro di trasmissione tra due articolazioni adiacenti e gruppi muscolari sinergici, coordinando l'attivazione sinergica dei muscoli.

Dunque possiamo considerare la fascia aponevrotica come un tendine largo e appiattito che

riceve tutte le forze in trazione espresse dai muscoli ad esso associati e le trasmette alle strutture adiacenti. Per esempio, la fascia lata è formata nel suo complesso da una confluenza di espansioni miofasciali di diversi muscoli: l'80% delle fibre del grande gluteo si inserisce nella fascia lata (Stecco A. et al 2013), il tensore della fascia lata continua con il tratto ileotibiale, il quale agisce come rinforzo laterale. Gli obliqui interni e esterni si inseriscono parzialmente nel legamento inguinale e continuano nella fascia lata ipsilaterale e controlaterale. Distalmente il vasto mediale e laterale si inseriscono parzialmente nella fascia lata (direttamente o tramite setti intermuscolari mediali e laterali) giungono infine al ginocchio dove vanno a costituire i retinacoli tramite le loro espansioni fasciali. I tendini della zampa d'oca si inseriscono parzialmente a livello della tibia con un ruolo di rinforzo della fascia profonda nella regione mediale del ginocchio e della gamba. Gerlach and Lierse (1990) affermarono che solo un attento esame del sistema osso-fascia-tendine può aiutarci alla comprensione dell'allineamento delle fibre collagene all'interno della fascia lata (Fig 5 e 6). (Approfondimento, allegato 1)



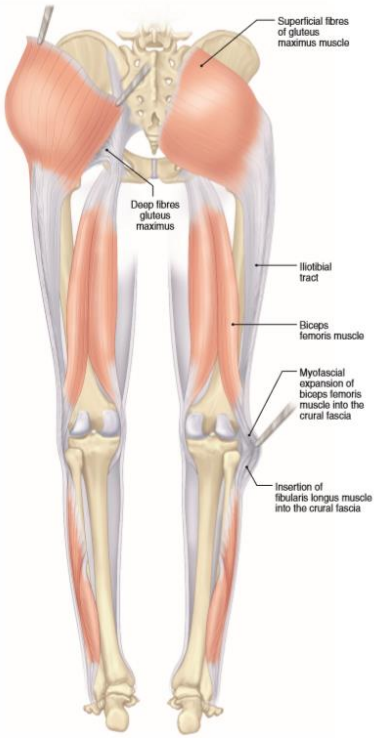


Figura 5 Figura 6

Figura 5

Sulla sinistra si osserva che l'inserzione del grande gluteo si collega al muscolo erettore spinale e ischiocrurali creando una continuità anatomica tra colonna vertebrale e arto inferiore. Sulla destra, le inserzioni fasciali delle fibre superficiali del grande gluteo si inseriscono prossimalmente nel TFL e distalmente nel tratto ileotibiale e nel setto intermuscolare laterale (entrambi

collegati alla fascia lata). In questo modo si crea una continuità con andamento spirale tra arto inferiore di un lato e fascia toracolombrare conto laterale (Stecco C., 2015).

Figura 6
La fascia lata è responsabile della continuità miofasciale lungo l'arto inferiore. Le fibre superficiali del grande gluteo si inseriscono nel tratto ileotibiale e nel setto intermuscolare laterale collegato alla fascia lata. Le fibre profonde del grande gluteo si inseriscono nel legamento sacrotuberoso dove ha origine il bicipite femorale. A livello dell'inserzione nel tratto ileotibiale, vincino al ginocchio, alcune fibre del bicipite femorale si inseriscono nella fascia crurale, mentre, sempre a questo livello, certe fibre del peroneo lungo prendono origine. Perciò la contrazione del grande gluteo determina una messa in tensione dell'inserzione del peroneo lungo, determinando l'attivazione dei suoi fusi (Stecco C., 2015).

2.4 Cenni di implicazioni sulla pratica clinica delle fasce

La complessità della struttura fasciale e la sua intricata connettività in tutto il corpo la rendono vulnerabile alla messa in tensione e lesioni da uso eccessivo che si rivelano la causa di patologie muscolo-scheletriche croniche e sindromi del dolore. La meccanica delle patologie muscolo-scheletriche dolorose è ulteriormente complicata dalla capacità sensoriale e reattiva della miofascia agli stimoli meccanici (Fourie WJ., 2012). La fascia non è più considerata come una struttura di supporto passiva all'interno del corpo a causa della presenza e della motilità di elementi contrattili di actina contenenti miofibroblasti. La capacità meccano-sensoriale del tessuto miofasciale è sempre più implicata in molte condizioni dolorose e malattie come la cervicalgia cronica, mal di schiena, spalla congelata e sindromi di intrappolamento del nervo. Spesso anche in condizioni di iperlassità o aumentata rigidità è presente dolore ai gradi estremi di movimento (Klinger W., 2012).
Un infortunio o un malfunzionamento di questo sistema miofasciale comporta una significativa riduzione delle performance a partire dalle attività ricreative amatoriali fino ovviamente alla pratica agonistica ad alto livello, inoltre potrebbe avere un ruolo fondamentale nell'aumentare il rischio di disordini muscoloscheletrici, incluso il low back pain. Per questo motivo il sistema miofasciale è ora un main topic nel mondo della medicina sportiva (Schleip R., 2012).

Alla luce delle più recenti conoscenze, gli ultimi studi si stanno concentrando sull'adattamento dinamico e le variazioni biochimiche della fascia al carico meccanico con l'ambizione di ottenere nuove informazioni da sfruttare in termini di prevenzione degli infortuni, miglioramento delle performance atletiche e sportive, e per la riabilitazione. L'avanzamento in questo campo richiederà uno sforzo coordinato di ricercatori e clinici che uniscano la biomeccanica, all'esercizio terapeutico con tecniche di valutazione migliorate.

2.5 La trasmissione della forza e biomeccanica

Convenzionalmente, i muscoli scheletrici sono stati considerati come i principali trasmettitori di forza attraverso le giunzioni mio tendinee (Tidball GJ, 1991). Tuttavia, gli esperimenti sugli animali e gli studi di imaging negli esseri umani hanno dimostrato che i tessuti fasciali extra-muscolari e intramuscolari forniscono una seconda via per la trasmissione delle forze(Huijing PA., 2002). Anche Huijing et al (2005) dimostrarono come il 30-40% della forza generate dai muscoli sia trasmessa attraverso il tessuto connettivo che circonda i muscoli.
Sebbene sia contestata l'entità della trasmissione della forza non muscolare in condizioni fisiologiche, il contributo di tali percorsi è sicuramente presente ma è considerato dipendente, in parte, alle proprietà meccaniche dei legami miofasciali del tessuto (Mass H. et al., 2010).
Se consideriamo il muscolo costituito da una componente contrattile con funzione di generazione della forza meccanica muscolare ed una componente connettivale con il ruolo di trasmettere questa forza meccanica attraverso i segmenti corporei, possiamo ricavare una corretta interpretazione delle schema proposto da Huijing (1992) riportato in figura 7. Lo schema rappresenta la modalità di connessione tra componente elastica, quindi connettivale, e la componente contrattile di pertinenza prettamente muscolare. La fascia connettivale è disposta in base alla componente contrattile in parallelo e solo in continuità con un estremo. L'aponeurosi e il tendine sono disposti in serie, quindi questa diversa disposizione relativamente alla componente contrattile del muscolo presuppone una diversa funzione di queste strutture, quindi diversi tipi di disfunzione. (Approfondimento, vedi allegato 2)

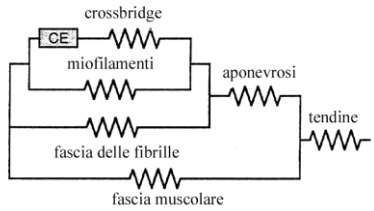


Fig. 7 – rappresentazione schematica del muscolo con la componente contrattile (CE) e la restante componente di congiunzione connettivale (Komi P.V., 1992).

L'organizzazione strutturale della fascia in strati con gli orientamenti multipli, i punti di giunzione e la relativa intimità con i gruppi muscolari fornisce al complesso una proprietà funzionale anisotropa in quanto le fibre collagene presentano proprietà fisiche (elasticità, assorbimento, quantità) differenti nelle diverse direzioni (Wilke et al., 2010). Questo è stato studiato nella fascia lata, utilizzando un test meccanico biassiale per determinare l'effetto delle

interazioni tra carico laterale e longitudinale sulle proprietà della miofascia, come la rigidità e l'accumulo di energia cinetica. Se noi ad esempio trazionamo un lembo di fascia lata, vediamo che essa è molto resistente se viene trazionata nel senso della disposizione delle sue fibre collagene, mentre è facilmente lacerabile se la tiriamo nel senso opposto (Stecco A. et al., 2013). La sezionatura istologica e i micrografi elettronici di scansione forniscono evidenze anatomiche correlate alle proprietà meccaniche osservate. La maggiore rigidità osservata in senso longitudinale corrisponde ad uno strato più spesso di fibre collagene longitudinalmente orientate e di grande diametro. Lo strato più sottile che contiene le fibre di collagene di piccolo diametro fornisce una rigidità trasversale più bassa permettendo l'espansione del muscolo con influenza minima sulle proprietà meccaniche nel senso longitudinale (Vleeming A. et al., 1995).

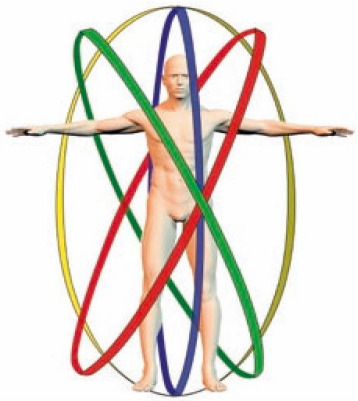
Un'indagine cadaverica sulle complesse interazioni fra le strutture miofasciali ed i movimenti funzionali ha tentato di rispondere alle domande circa l'importanza funzionale del sistema miofasciale a confronto con le vie di forza miotendinee. I relativi contributi alla trasmissione della forza di queste vie sono stati valutati verificando la cinematica degli arti cadaverici dopo tenetomia, attuando procedure che vengono utilizzate anche nelle ricostruzioni di ginocchio, prelevando chirurgicamente parte dei tendini di semitendinoso e gracile. È stato dimostrato che le forze generate intorno all'articolazione principalmente dipendono dalla via miofasciale e meno rilevante si è dimostrato il collegamento miotendineo, supportando così la tesi secondo cui i tendini non sono più le strutture uniche che trasmettono forza motrice allo scheletro (Youcesoy, CA. 2010). La variabilità direzionale (anisotropia) e le interazioni multiple fra i sistemi miofasciali vicini hanno un ruolo comune nel garantire l'efficienza dei modelli funzionali di movimento. La fascia ha proprietà altamente direzionali che contribuiscono al trasferimento ed al reindirizzamento delle forze, permettono i cambiamenti di forma e di lunghezza nei vari gruppi muscolari. Le disposizioni miofasciali più complesse sono presenti nella parte posteriore del corpo che contribuiscono a aumentare la stabilità spinale durante i movimenti complessi. La stabilità è ottenuta attraverso le forze multi-direzionali generate durante la contrazione muscolare e ulteriormente assistite dal riallineamento fasciale risultante da cambiamenti di forma e di tensione fra i vari gruppi muscolari. (Wilke, J. et Al. 2016)

2.6 Fisiologia delle catene miofasciali

Nel corso degli ultimi trent'anni sono state molti i ricercatori che si sono applicati nello studio metodico delle catene. Tale metodo si fonda sul concetto di trasmissione della forza

biomeccanica espressa attraverso specifiche sequenze mio-fasciali, le cui caratteristiche anatomo-istologiche sono state precedentemente descritte, e sul suo relativo calarsi nel gesto funzionale. Mediante la dissezione cadaverica si è provato a distinguere anatomicamente le varie catene presenti nel nostro corpo. Studi successivi si sono proposti invece lo scopo di indagare la correlazione funzionale che intercorre fra le varie catene del nostro corpo, cosa succede quando esse lavorano in maniera isolata oppure in coppia.

I lavori più rilevanti sono stati pubblicati da Struyf-Denis (1982); Busquet (1994, 1996); Myers (2001); Paoletti (2004). Data la variabilità delle concatenazioni proposte in letteratura in questo progetto di tesi si è deciso di lavorare seguendo il modello proposto dal dottor Saverio Colonna (Colonna S. 2006, 2012) che fa riferimento sopratutto ai lavori pubblicati da Busquet e Mayer. Questo approccio è stato studiato mediante l'osservazione dei gesti della quotidianità, quindi queste catene sono prevalentemente funzionali piuttosto che anatomiche.



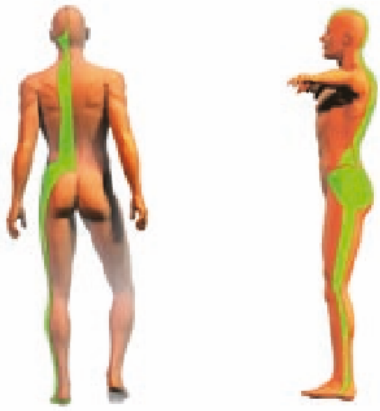
Possiamo schematizzare le concatenazioni che interessano il nostro organismo come 4 anelli: uno centrale, uno laterale e due diagonali; quello centrale è a sua volta diviso in una parte destra e una parte sinistra. Nell'ambito di questi anelli è difficile individuare dove inizia la componente anteriore e finisce quella posteriore, visto che non è presente una soluzione di continuità anatomica.

Fig. 8 Schema della disposizione spaziale delle concatenazioni del corpo umano.

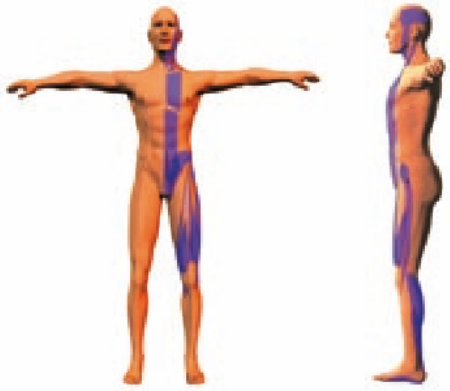
La suddivisione deve essere fatta su base funzionale.
Una funzione prioritaria per il corpo è quella di combattere contro la gravità. Vedremo che i muscoli che si oppongono alla forza di gravità, muscoli antigravitari, nelle azioni di quotidiana esecuzione entrano in una concatenazione, gli antagonisti in un'altra.
Dal punto di vista pratico, utilizziamo una classificazione in base alle funzioni che caratterizzano ciascun gruppo, per cui includiamo in una concatenazione quei gruppi miofasciali che controllano le gestualità più frequentemente utilizzate nel quotidiano e proprio per questo motivo sono caratterizzate (vengono coinvolte) da un tono preferenziale.

Busquet (1996), per una migliore esposizione didattica, suddivide le catene dell'arto inferiore dalle catene del tronco e dell'arto superiore. A livello terminologico è difficile inquadrare queste concatenazioni con un solo temine. Ad esempio Busquet (1996) definisce le catene dell'arto inferiore in base all'azione determinata a livello del bacino, e le catene del tronco in relazione all'azione sviluppata sul tronco. A causa della continuità tra le catene, ognuna delle due definizioni risulta inappropriata a definire globalmente l'insieme. Myers (2001), per semplificare, le identifica, in relazione alla loro collocazione spaziale nei segmenti del corpo e non rispetto alla loro funzione.

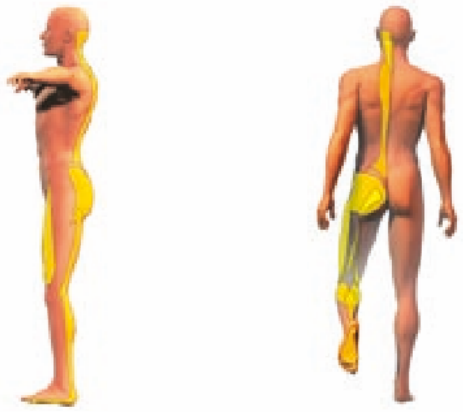
La suddivisione che più ci sembra appropriata, è quella riportata in figura 9, in cui le catene a sviluppo sagittale, sono identificate con la funzione, mentre le restanti con la disposizione spaziale.

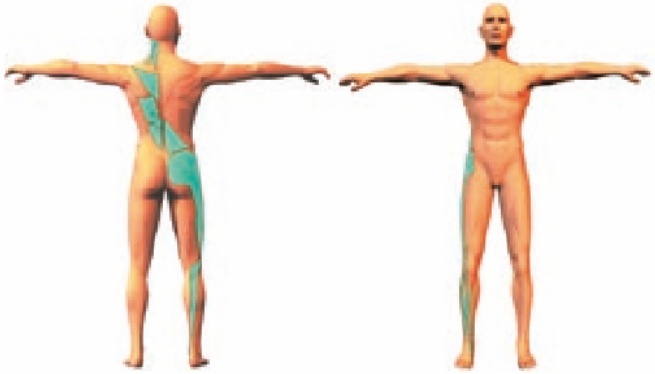
STATICA LATERALE	Composizione	Funzione
	Aponevrosi plantare Membrana interossea Peronieri Tibiale anteriore Fascia lata Glutei Piriforme Otturatori Quadrato dei lombi Aponeurosi lombare Aponeurosi dorsale Aponeurosi cervicale Legamento cervicale posteriore Falce del cervello	Mantenimento dell'equilibrio nella posizione ortostatica a prevalenza monopodalica

STATICA-DINAMICA POSTERIORE	Composizione	Funzione
	Interossei plantari Quadrato plantare Flessore lungo dell'alluce Flessore lungo delle dita Flessore breve dell'alluce Flessore breve delle dita Flessore breve del V Tricipite Ischiocrurali Legamento sacrotuberoso Legamento dorsale lungo Grande gluteo Quadrato dei lombi Aponeurosi lombare Aponeurosi dorsale Aponeurosi cervicale Legamento cervicale posteriore Falce del cervello	STATICA Mantenimento dell'equilibrio nella posizione ortostatica bipodalica DINAMICA (gestione eccentrica della flessione) 1) Estensione testa 2) Estensione cervicale 3) Estensione dorsale 4) Estensione lombare 1) Contronutazione del sacro 2) Retroversione iliaco 3) Estensione anca 4) Estensione ginocchio 5) Estensione caviglia 6) Estensione plantare del piede 7) Etensione plantare delle dita

STATICA-DINAMICA ANTERIORE	Composizione	Funzione
	Fascia plantare Muscoli interossei Tricipite Quadricipite Ileopsoas Piccolo psoas Coppia tensore-sartorio Retto addominale Intercostali Stermocleidomastoideo Sotto e sopraiodei Massetere Temporale	Gestione dell'iperestensione del corpo

FLESSIONE	Composizione	Funzione
	Estensore lungo delle dita Estensore breve delle dita Tibiale anteriore Popliteo Ischiocrurali Ileopsoas Piccolo psoas Otturatori Retto femorale Coppia tensore-sartorio Retto addominale Intercostali Stermocleidomastoideo Sotto e sopraiodei Massetere Temporale	IN CONTRAZIONE BILATERALE 1) Flessione della testa 2) Flessione cervicale 3) Flessione del tronco e sacro 4) Retroversione dell'iliaco 5) Flessione dell'anca 6) Flessione del ginocchio 7) Flessione dorsale caviglia 8) Flessione dorsale delle dita IN CONTRAZIONE MONOLATERALE 1) Inclinazione testa 2) Inclinazione cervicale 3) Inclinazione tronco 4) Arto inferiore come sopra

ESTENSIONE	Composizione	Funzione
	Quadrato plantare Interossei plantari Flessore lungo dell'alluce Flessore lungo delle dita Flessore breve dell'alluce Flessore breve delle dita Flessore breve del V Tricipite Ischiocrurali Quadricipite Grande gluteo Quadrato dei lombi Aponeurosi lombare Aponeurosi dorsale Aponeurosi cervicale	IN CONTRAZIONE BILATERALE 1) Estensione della testa 2) Estensione del collo 3) Estensione del tronco e sacro 4) Retroversione dell'iliaco 5) Estensione anca 6) Estensione ginocchio 7) Flessione plantare della caviglia 8) Flessione plantare del piede 9) Flessione plantare delle dita IN CONTRAZIONE MONOLATERALE 1) Inclinazione testa 2) Inclinazione cervicale 3) Inclinazione tronco 4) Arto inferiore come sopra

SPIRALE POSTERIORE (sinistra)	Composizione	Funzione
	Opponente del quinto Adduttore dell'alluce Flessore lungo dell'alluce Tibiale posteriore Popliteo Vasto esterno Estensore lungo dell'alluce Tibiale anteriore Bicipite capo lungo Piriforme Tensore della fascia lata Glutei (piccolo, medio e grande) Quadrato dei lombi fascio ileo vertebrale Quadrato dei lombi fascio vertebrocostale (controlaterale) Piccolo dentato postero inferiore Intercostali interni Trapezio inferiore e medio Spleni Scaleni	IN CONTRAZIONE MONOLATERALE 1) Rotazione /Inclinazione testa omolaterale 2) Rotazione /Inclinazione cervicale omolaterale 3) Rotazione /Inclinazione tronco omolaterale 4) Apertura iliaca 5) Abduzione del femore 6) Rotazione esterna del femore 7) Varo del ginocchio 8) Varo del calcagno 9) Supinazione del piede IN CONTRAZIONE BILATERALE coadiuva all'estensione del corpo con le catene posteriori

SPIRALE ANTERIORE (sinistra)	Composizione	Funzione
	Abduttore obliquo e trasverso Abduttore del V Peronieri (breve, lungo e anteriore) Grastrocnemio esterno Capo breve del bicipite Adduttori (piccolo, medio e grande) Pettineo Vasto mediale Gracile Tensore della fascia lata Obliquo interno Fascia addominale Obliquo esterno Intercostali esterni Piccolo pettorale Grande dentato Romboide Trapezio sternocleidomastoideo Scaleni splenio del collo e testa	IN CONTRAZIONE MONOLATERALE 1) Rotazione testa controlaterale 2) Rotazione cervicale controlaterale 3) Rotazione tronco controlaterale 1) chiusura iliaco controlaterale 2) adduzione del femore controlaterale 3) rotazione interna del femore controlaterale 4) intrarotazione di tibia controlaterale 5) valgo del ginocchio controlaterale 6) valgo del calcagno controlaterale 7) pronazione del piede controlaterale IN CONTRAZIONE BILATERALE coadiuva alla flessione del corpo con le catene anteriori

LATERALE	Composizione	Funzione
	Trasverso dell'alluce Abduttore obliquo Abduttore del V Peronieri (breve, lungo e anteriore) Grastrocnemio esterno Capo breve del bicipite Bendelletta ileotibiale Tensore fascia lata Grande gluteo porz. superficiale Piccolo e medio gluteo Obliquo esterno Obliquo interno Intercostali esterni Intercostali interni Scaleni Splenio Sternocleidomastoideo	1) Inclinazione testa e rachide cervicale omolaterale in concentrica o controlaterale in eccentrica 2) Inclinazione tronco omolaterale in concentrica o controlaterale in eccentrica 3) apertura iliaca 4) abduzione del femore 5) pronazione del piede

Fig. 8 Le principali catene miofasciali, da Busquet modificate (Colonna S., 2012).

Queste catene si possono quindi identificare come organizzazioni tridimensionali costituiti da muscoli e connettivi, che insieme definiscono l'intero volume dell'apparato muscolo-scheletrico.
Il modo in cui queste catene lavorano e si attivano è complesso e alle volte può sembrare paradossale in quanto capita spesso che muscoli appartenenti a catene opposte si attivino contemporaneamente, eppure queste interazioni sono in grado produrre tutti i movimenti che ci permettono di soddisfare tutte le nostre necessità quotidiane.
Ad esempio l'estensione globale del corpo, movimento non frequente nel quotidiano (ad esempio, riponendo la scatola o il libro nello scaffale più alto o quando ci si stiracchia al risveglio), parte dalle falangi distali del piede e termina a livello del cranio e delle falangi distali delle mani. Tale movimento è gestito dalla catena di estensione degli arti e del tronco. Tale concatenazione, raramente utilizzata in modo globale, viene frequentemente utilizzata in modo parziale.
Ad esempio, la fase di spinta nella deambulazione, sfrutta la componente caudale (catena estensoria dell'arto inferiore) di questa concatenazione con caratteristica dinamica e la restante parte, a monte, con caratteristiche di tipo isometrico, per stabilizzare ed ottimizzare il movimento a valle. Durante il passo, quindi, nella fase di spinta, che esordisce a livello del calcagno e si conclude sull'avampiede e alluce (fase di stacco), sono utilizzati in catena dinamica: flessore dell'alluce, flessore delle dita, flessore plantare della caviglia, l'estensore del ginocchio e l'estensore dell'anca. A livello del tronco la catena retta posteriore, attivata isometricamente, asseconda il movimento di torsione gestito dalle catene spirali. Spesso un muscolo, per la sua collocazione e funzione, può appartenere a due catene. Ad esempio il tibiale anteriore con l'arto in scarico è un flessore dorsale delle caviglia, quindi parte della catena di flessione, catena che lavora sul piano sagittale; con il piede in appoggio monopodalico gestisce gli squilibri latero-mediali, quindi è incluso nella catena spirale posteriore. Questo comportamento è conseguente alla posizione spaziale di quei muscoli che si sviluppano su più piani. Dopo vedremo anche altri muscoli, come il tensore e il grande gluteo, partecipare a più catene. Alcuni movimenti complessi possono utilizzare, durante la loro esecuzione, contemporaneamente concatenazioni diverse. Ad esempio durante il nuoto stile libero, la battuta della gamba utilizza i flessori dell'anca (catena di flessione) in sinergia con gli estensori del ginocchio (catena di estensione).

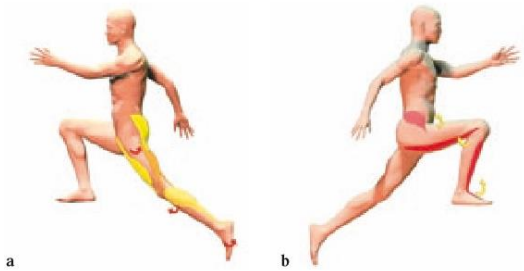


Fig. 10 Esempio di attivazione durante la corsa o un salto della catena di estensione nell'arto di spinta (a) e della catema di flessione nel controlaterale in oscillazione (b).

Nella varietà dei nostri gesti e nei movimenti che possiamo ipoteticamente realizzare, quindi, le variabili di combinazioni fra le concatenazioni sono infinite.

Per ovvi motivi, è conveniente restringere le combinazioni a quelle di più frequente utilizzo. Se il paziente è una persona dedita a comuni attività quotidiane verranno analizzate le catene che vengono reclutate nei movimenti più frequenti; se il paziente è un ciclista o un trapezista del circo, l'attenzione verrà posta sulle catene che vengono reclutate nei movimenti specifici (Colonna S., 2012).

Le catene miofasciali hanno, inoltre, un ruolo nel mantenimento della postura eretta. Rispetto alla gestione di tale postura ci risulta facile convenire sull'utilizzo della *catena statica laterale*, anche se nutriamo alcuni dubbi rispetto all'effettivo coinvolgimento di tutta la catena, così come proposta da Bousquet. Precisamente, durante la posizione di appoggio a prevalenza monopodalico, il tronco tende, per una migliore ergonomia di risparmio energetico a inclinarsi dal lato dell'arto di maggiore carico, portando la spalla omolaterale più in basso. I muscoli paravertebrali, quindi, saranno iper programmati a livello lombare dal lato in appoggio, e a livello dorso-cervicale dal lato opposto. In posizione di appoggio monolaterale lo squilibrio avviene per lo più in direzione antero-mediale, a differenza che nell'appoggio bipodalico in cui lo sbilanciamento sarà tendenzialmente anteriore (Busquet 1996). La tendenza sarà quindi a sbilanciarsi, a livello del tronco, in una sorta di movimento a spirale scomponibile in una rotazione omolaterale all'arto d'appoggio, una flessione anteriore e un'inclinazione contro laterale, associavate a un'abbassamento pelvico controlaterale e a una rotazione e a un tilt mediale dell'iliaco omolaterale rispetto al femore (adduzione) contrastato da un'apertura iliaca omolaterale. Tale combinazione di movimenti giustifica il ruolo della *Catena Spirale Posteriore* (secondo il nostro approccio sovrapponibile tendenzialmente alla *Catena Crociata del Tronco* più la *Catena di Apertura dell'Arto Inferiore* proposte da Busquet (1993, 1996). Una caratteristica interessante di tale sistema è l'incrocio realizzato a livello lombo-sacrale e a livello del ginocchio. L'incrocio nell'attivazione di sistemi miofasciali tra i due emilati del corpo o di un suo distretto è, del resto, un aspetto di frequente riscontro nell'approccio basato sulle Catene

Miofasciali. Il SNC, a seconda del compito funzionale richiesto, recluterà i sistemi miofasciali opportuni (Colonna 2006, 2012), talvolta anche in assenza di un'effettiva continuità anatomica riscontrabile. Già altri Autori teorizzarono l'esistenza di concatenazioni funzionali incrociate di muscoli ad esempio la *Diagonal Muscle Loop* di Brugger (2000), deputata al mantenimento della postura o l'esistenza di un legame funzionale crociato tra grande gluteo e gran dorsale controlaterale (Janda 1964). Vleeming e colleghi (1995), inoltre, suggerirono un'ipotetica funzione stabilizzante dell'articolazione sacro-iliaca da parte di una catena posteriore formata da ischiocrurali, grande gluteo, fascia toracolombare, gran dorsale controlaterale e tricipite con azione estensoria durante il cammino, stabilizzatoria del tronco e di trasmissione delle forze dalla porzione inferiore a quella superiore del corpo.
Recentemente, una revisione sistematica di Wilke e colleghi (2016) ha dimostrato l'esistenza in termini di continuità anatomica della *back functional line (Myers, 2009)* così come della *lateral line (Myers, 2009)*, mentre un'interessante revisione sistematica di Krause e colleghi ha evidenziato la possibilità di trasmettere tensioni lungo il decorso anatomico della *back functional line* (Krause et al., 2016), confermando le brillanti intuizioni degli Autori sopracitati. Dunque, possiamo senz'altro dire che l'appoggio monopodalico è principalmente gestito da due sistemi miofasciali, la *catena statica laterale* omolaterale e la *catena spirale posteriore* controlaterale, con un importante snodo funzionale a livello della fascia toraco-lombare (Colonna S. et al., 2016).

2.7 Evidenze sulle catene miofasciali

Studi precedentemente condotti sulla fascia e sulla trasmissione delle forze attraverso i diversi strati di cui è composta indicano che la tensione prodotta da un particolare muscolo non è interamente trasmessa ai suoi tendini, ma può anche essere trasmessa ai tessuti connettivi all'interno e intorno al muscolo (endomisio, perimisio, epimisio) e ai tessuti connettivi non muscolari (fascia, tratto neurovascolare) (Huijing, 2009; Purslow, 2010; Smeulders e Kreulen, 2007; Yucesoy, 2010). Questa trasmissione di forza attraverso il tessuto connettivo è stata definita trasmissione della forza miofasciale e può essere classificata come intramuscolare (tra le fibre muscolari), intermuscolare (tra i muscoli) ed extramuscolare (tra muscolo e tessuti non muscolari adiacenti) (Huijing, 1999). Pertanto, le vie miofasciali consentono la propagazione della tensione prodotta da un muscolo fuori dai suoi confini e potenzialmente influenzare le strutture del corpo non adiacenti ad esso. Le estese connessioni della lamina superficiale della

fascia toracolombare (TLF) ai muscoli del gran dorsale (LD) e del grande gluteo (GMax) (Barker e Briggs, 1999; Bogduk e Macintosh, 1984) suggeriscono la presenza di trasmissione di forza miofasciale extramuscolare tra queste strutture. L'evidenza di questa forma di trasmissione della forza miofasciale è stata fornita da studi su cadaveri, che hanno dimostrato che la tensione nella LD o GMax crea un significativo spostamento della TLF, anche sul suo lato controlaterale (Barker et al., 2004; Vleeming et al., 1995). In questi studi, il tensionamento di LD e GMax si è verificato esercitando una trazione diretta su questi muscoli in situ. Questi studi suggeriscono che LD e GMax potrebbero agire come un'unità accoppiata funzionalmente (Carvalhais et all., 2013). Carvalhais et al. avanzarono un progetto di ricerca che si propone di indagare la relazione funzionale tra gran dorsale e grande gluteo. Gli autori di questo articolo valutano se dalla messa in tensione attiva e passiva del gran dorsale risulti un incremento della tensione passiva del grande gluteo contro laterale, verificato dal cambiamento della posizione neutra dell'anca o della sua stiffness passiva. Lo studio viene eseguito tramite l'utilizzo della macchina isocinetica che dà resistenza alla rotazione mediale, le misure vengono analizzate secondo tre casisitiche: gruppo di controllo, passiva tensione del gran dorsale, attiva tensione del gran dorsale. L'EMG viene utilizzata per monitorare l'attività dei muscoli sottoposti a tali condizioni. Questo studio ha dimostrato come la manipolazione tramite la messa in tensione passiva e attiva del gran dorsale modifichi le variabili passive dell'anca (stiffness passiva e resting position) fornendo un evidenza riguardo alla trasmissione miofasciale della forza in vivo.

Altri autori si sono interessati a tale argomento e portato avanti progetti di ricerca sia in vitro che in vivo volti ad analizzare la relazione tra i muscoli appartenenti a tali catene miofasciali. Jan Wilke et al. (2016) diedero inizio ad un progetto pilota con il quale indagarono su 26 soggetti sani gli effetti remoti dello stretching statico a livello del gastrocnemio e ischiocrurali dimostrando come una singola sessione (30 s) di stretching possa suscitare in acuto un aumento della flessibilità del ROM cervicale. Conclusero infine che la connessione mio fasciale potrebbe rappresentare una plausibile spiegazione di questa scoperta. Resta tuttavia da escludere una possibile influenza nervosa (nervi periferici) a questo fenomeno.

Ulteriori studi avanzati da A. Stecco et al. nel 2013 dimostrano una connessione tra le strutture miofasciali del grande gluteo e fascia lata in vitro tramite dissezione di cadaveri. Da questi studi emerge che le inserzioni distali del grande gluteo sono per la maggior parte di tipo miofasciale (rispetto alle inserzioni ossee). L'inserzione del grande gluteo a livello della fascia lata suggerisce una sua possibile connessione con il vasto laterale ed il bicipite femorale lavorando

insieme dando stabilità alla fascia lata e forma il setto intermuscolare tra vasti e ischio crurali. Dunque il setto intermuscolare non va considerato come elemento a sé stante ma in continuità con la fascia ed incluso nella coordinazione muscolare. Quindi in conclusione la scoperta delle inserzioni miofasciali del grande gluteo può spiegare la trasmissione delle forze tra la fascia toraco-lombare, gluteo fino ad arrivare al ginocchio (dove la fascia lata si continua nella fascia crurale).

In una revisione sistematica F. Krouse e Wilke (F. Krause et al., 2016) affermano che indipendentemente dai meccanismi di fondo, la capacità della fascia di modificare le sue proprietà meccaniche ha potenziali implicazioni per la terapia e l'allenamento. Se la tensione può essere aumentata e diminuita in risposta alle caratteristiche individuali del movimento, potrebbe essere trasmessa a strutture vicine. Il trasferimento di forza potrebbe avere un impatto sulle condizioni di uso eccessivo e sulle prestazioni sportive. Tuttavia, i diversi metodi di applicazione e misurazione della forza ostacolano la comparabilità dei risultati. Considerare le variazioni anatomiche nel grado di continuità e differenze istologiche delle strutture di collegamento è cruciale per l'interpretazione. Studi futuri dovrebbero concentrarsi sulla funzione in vivo della continuità miofasciale durante il tensionamento del tessuto attivo o passivo isolato. Dai risultati della revisione sistematica non si riscontra alcuno studio che affermi il trasferimento di forza tra il gluteo maximus e il vasto laterale (nessuna evidenza). Al contrario, tre studi hanno riportato il trasferimento di forza tra grande dorsale, il grande gluteo contro laterale e TFL (evidenza moderata). Gli autori concludono affermando che invece di concentrarsi su singole strutture, muscoli o articolazioni, più approcci di diagnosi e di trattamento sembrano appropriati per condizioni di uso eccessivo o sintomi di dolore radiante che coinvolgono diverse strutture della catena mio fasciale. In particolare, studi futuri sul comportamento vivo delle strutture adiacenti dovrebbero approfondire la rilevanza pratica delle connessioni miofasciali inter-muscolari proposte per l'esercizio, la prevenzione e la riabilitazione.

Un ulteriore revisione sistematica della letteratura (J. Wilke et al., 2017), riporta gli studi portati avanti da Carvhalais et al. (2013) i quali riscontrano che la linea funzionale dorsale, che consiste nel muscolo grande dorsale, nella fascia toraco-lombare, nel muscolo grande gluteo controlaterale e nel muscolo vasto laterale (Myers 1997) potrebbe anche svolgere un ruolo nella meccanica del rachide lombare. Per analogia con la superficial back line, lo stretching potrebbe causare un trasferimento di forza miofasciale attraverso i suoi componenti poiché, dopo un

allungamento passivo del muscolo grande dorsale, sono stati rilevati sia una posizione alterata dell'anca che una alterata rigidità meccanica dei muscoli dell'anca (Carvhalais et al., 2013).

3. RAGIONE E SCOPO DELL'ESPERIMENTO

Alla luce delle ultime pubblicazioni e della rilevanza sempre maggiore che sta assumendo la miofascia nella pratica clinica quotidiana, si è deciso di approfondire ulteriormente lo studio di questa, mediante un studio clinico sperimentale volto a verificare la relazione interdistrettuale della catena spirale posteriore (CSP), di cui non sono ancora presenti solide evidenze scientifiche. L'obiettivo di questo lavoro è di contribuire ad un più vasto progetto che prenda in esame la possibilità di predisporre in un futuro un programma terapeutico fondato su tale ragionamento clinico legato alle catene miofasciali. Lo studio non si pone il solo limite di verificare i rapporti anatomici intercorrenti fra vari distretti corporei, ma vuole seguire e arricchire per quanto possibile una nuova base interpretativa per lo studio delle catene. La visione globale è il fondamento su cui è costruita la logica delle catene miofasciali ed è questa la peculiarità che distingue questo approccio dalle altre metodologie. L'auspicio è quello di produrre materiale di qualità che possa arricchire la letteratura e creare sempre più evidenze scientifiche sulle quali poi fondare protocolli o metodologie terapeutiche che impostino il loro lavoro su un telaio interpretativo che approcci il paziente nella sua globalità.
Sarà dunque possibile riscontrare dove la problematica potrebbe aver preso inizio e quindi trattare laddove tale complicazione è insorta e in seguito propagata ad un altro distretto corporeo secondo l'interdipendenza dei tessuti appartenenti alle catene miofasciali.

La CSP di Colonna S. (2006) è tendenzialmente sovrapponibile dal punto di vista muscolare, alla catena crociata di Bousquet (2002) e alla Back Functional Line proposta da Myers (2009). Lo studio si propone di indagare come al variare delle condizioni tensive all'interno della catena spirale posteriore si creino modificazioni nel movimento e di identificare ed interpretare come le relazioni funzionali e anatomiche che intercorrono tra i muscoli della CSP possano condizionare il range di rotazione sul piano trasverso del tronco, con cui misuriamo indirettamente la modificabilità della tensione della fascia toraco-lombare.

4. MATERIALI E METODI

4.1 Progetto di studio

Lo studio è stato condotto da Marzo ad Aprile 2018, in collaborazione con il centro riabilitativo Spine Center di Bologna. Sono state eseguite quattro misurazioni: le prime due in condizione neutra (Baseline 1 e 2), la terza misurazione è stata effettuata in seguito alla messa in tensione della CSP e la quarta in seguito all'allungamento della CSP. Le nostre ipotesi iniziali:

- In seguito ad attivazione della CSP si verifica una diminuzione ROM di rotazione sul piano trasverso del tronco contro laterale*
- In seguito ad allungamento della CSP si verifica un aumento del ROM di rotazione sul piano trasverso del tronco contro laterale*

*per convenzione si identifica CSP DX e SX denominandole in base alla loro origine a livello craniale.

Questa scomposizione della CSP viene eseguita in quanto precedenti studi hanno provato un'esigua interdipendenza tra queste strutture considerando tuttavia la catena nella sua globalità, dunque l'utilizzo di questa modalità avrebbe presupposto la possibile dissipazione delle forze trasmesse a livello di altre strutture corporee connesse a livello della catena mio fasciale, dunque tale interdipendenza sarebbe potuta risultare nascosta e minimizzata da questo fenomeno.

Per questo motivo si è pensato potesse essere utile studiare le relazioni miofasciali che intercorrono all'interno della catena spirale posteriore focalizzandosi in primo luogo su determinati segmenti che la compongono (in questo caso vengono prese in considerazione la correlazione tra zona glutea e toraco-lombare), una volta verificati tali rapporti è stato possibile avanzare l'ipotesi di una globale connessione tra le varie strutture analizzate.

Per fare ciò è stata selezionata una coorte di 75 soggetti sani al quale è stato proposto ed applicato uno specifico test costituito da tre fasi (baseline, attivazione e allungamento) attraverso il quale ci è stato possibile indagare l'interdipendenza funzionale dei muscoli appartenenti alla CSP.

4.2 Selezione dei soggetti e modalità di reclutamento

La maggior parte delle rilevazioni si sono realizzate all'interno della scuola di osteopatia "OSCE" presso lo Spine Center di Bologna prendendo in esame gli studenti e all'interno della palestra "Life Active" di Castelletto di Serravalle (BO), previo invito scritto in bacheca.

Sono stati presi in esame soggetti sani di età compresa tra 18 e 32 anni. Per la selezione della fascia di età si è tenuto conto della possibile insorgenza di problematiche del rachide legate all'età, per questo motivo si è deciso di escludere tutti i soggetti di età superiore ai 32 anni.

Ai soggetti che hanno accettato di entrare a far parte del progetto è stata somministrata una scheda anamnestica per accertarsi che rientrassero nei criteri di inclusione ed esclusione dello studio. Attraverso la scheda anamnestica è stato, inoltre, possibile svolgere un'accurata selezione a posteriori.

4.3 Criteri di inclusione

Per uniformare il più possibile il campione i criteri di inclusione comprendevano l'appartenenza a una fascia di età 18-32 anni.

4.4 Criteri di esclusione

Sono stati esclusi dallo studio soggetti con importanti problematiche legate al rachide che avrebbero potuto limitare il loro movimento impedendo l'esecuzione del completo range di torsione del tronco che loro stessi avrebbero potuto esprimere.

Per questo motivo non sono stati inseriti soggetti affetti da dolore radicolare e segni neurologici, soggetti con importanti spondilolistesi, stenosi vertebrali, scoliosi ed esiti di chirurgia vertebrale.

4.5 Scheda anamnestica

Prima di sottoporsi al test, ciascun partecipante ha firmato un consenso informato acconsentendo al trattamento dei dati privati e compilato una Scheda Anamnestica contente informazioni riguardo l'età, il sesso, il peso, l'altezza, la presenza di problemi pregressi legati al rachide, l'arto dominante, lo sport/hobby, il livello di attività fisica calcolato su una media di giorni alla settimana dedicati allo sport.

L'ultima voce della scheda richiede informazioni riguardo l'occupazione del partecipante in quanto sarebbe stato possibile approfondire l'argomento qualora si fossero riscontrati risultati nettamente differenti tra persone che svolgono un lavoro sedentario e persone che svolgono un'attività pesante che richiede sforzo e energia fisica.

Anche i dati relativi allo sport/hobby e il livello di attività fisica sono stati chiesti in un ottica di approfondimento di una specifica categoria di sportivi, qualora avessimo reclutato gruppi distinti di soggetti praticanti lo stesso sport con la stessa frequenza settimanale. Studi futuri potrebbero prendere in esame queste sfaccettature e analizzare in modo più dettagliato i risultati di soggetti praticanti un determinato sport ponendo attenzione sull'eventuale presenza di evidenti differenze rispetto ai risultati derivati da una selezione randomizzata di soggetti.
Per lo stesso motivo si è richiesto il dato relativo all'arto dominante, in quanto sarebbero potute emergere differenze di tensione della CPS di destra e sinistra, riscontrabili tramite differenze sul ROM di rotazione del tronco a destra e a sinistra, in relazione all'arto dominante.

La Scheda Anamnestica è stata redatta sottoforma di Modulo Google: ciascun partecipante ha compilato il corrispettivo modulo nel quale sono stati inseriti tutti i risultati del corrispettivo test e una volta inviati al server i risultati sono stati configurati automaticamente in un foglio Excel. Questa modalità ci ha permesso di eseguire una più attenta e accurata acquisizione dei dati in un tempo minore, in quanto la produzione del foglio Excel, utilizzato in seguito per l'analisi statistica, è stata affidata al programma di Google Moduli.

Presentiamo di seguito la Scheda Anamnesica

Scheda anamnestica

Raccolta dei dati e delle notizie sulla condizione del soggetto in esame.

1. **Indirizzo email** *

2. **Nome**

3. **Cognome**

4. **Età**

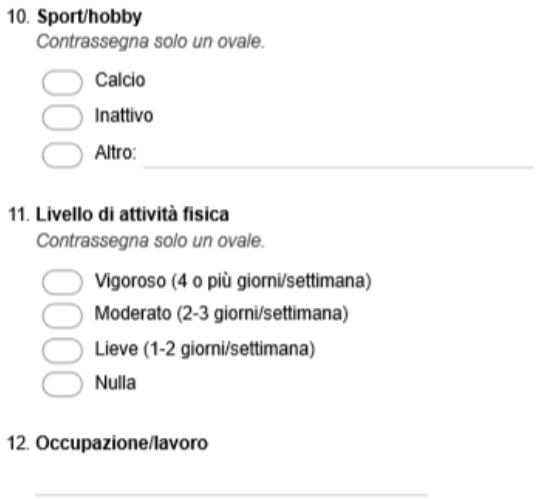
5. **Sesso**
   Contrassegna solo un ovale.
   - ◯ Femmina
   - ◯ Maschio

6. **Peso**

7. **Altezza**

8. **Problemi pregressi**
   Contrassegna solo un ovale.
   - ◯ Ernie
   - ◯ Scoliosi
   - ◯ Colpi di frusta
   - ◯ Fratture vertebrali
   - ◯ Nessuno
   - ◯ Altro: _____

9. **Arto dominante**
   Contrassegna solo un ovale.
   - ◯ Destra
   - ◯ Sinistra


10. **Sport/hobby**
Contrassegna solo un ovale.

- Calcio
- Inattivo
- Altro: _____

11. **Livello di attività fisica**
Contrassegna solo un ovale.

- Vigoroso (4 o più giorni/settimana)
- Moderato (2-3 giorni/settimana)
- Lieve (1-2 giorni/settimana)
- Nulla

12. **Occupazione/lavoro**

_____

La scheda anamnestica ci ha consentito di rilevare le seguenti caratteristiche del campione. Tra i 75 individui (48 uomini e 27 donne) presi in esame, solo 2 partecipanti non praticano nessuno sport/hobby, la maggiorparte di loro (32) pratica un'attività spostiva a livello moderato (2-3 giorni/settimana), in 15 partecipanti svolgono attività di livello lieve (1-2 giorni/settimana) e in 23 a livello severo (4 o più giorni a settimana). Inoltre la maggior parte di loro è studente.

4.6 Materiali utilizzati

Free4act

Il free4act è un goniometro digitale semplice e non invasivo basato su sensori inerziali di piccole dimensioni con trasmissione wireless ideato nel 2007 dalla Loraan Engineering. Questo sistema permette di raccogliere parametri di mobilità articolare in maniera attiva o passiva e coordinazione che sono indispensabili per la valutazione funzionale del nostro sistema muscolo-scheletrico. Poterli misurare in modo oggettivo permette di verificare i cambiamenti di range articolare sui diversi piani di movimento in seguito a modificazioni del paziente o in questo caso del soggetto.
Oltre al range articolare il sistema free4act ci permette di valutare la fluidità e la velocità del movimento e ci permette di identificare il dolore associato al movimento articolare.
La tecnologia bluetooth permette di lavorare in maniera rapida ed efficace se pur talvolta possono essere presenti interferenze che alterano l'acquisizione dei risultati.
Le prove si acquisiscono mediante il software Biomech, questo permette di acquisire i report delle prove e archiviare i risultati.

Fig. 11 Goniomentro digitale Free4Act (F4A).

Il sistema free4act è stato validato in letteratura mediante studi sull'affidabilità di cui il full text in allegato (Buganè, 2012 e 2014).

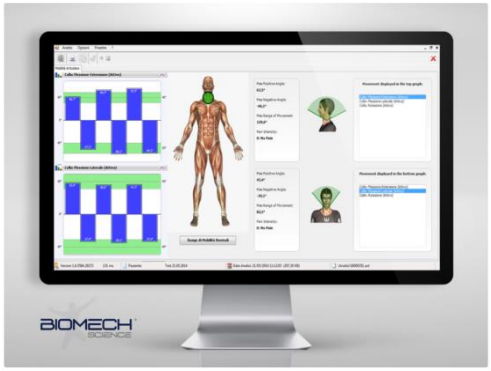


Fig.12 Output del programma Free4Act

Fig. 13 Output del programma Free4Act: rilevazione tramite istogrammi

Fig. 14 Materiali utilizzati: bastone, lettino,
cuscino semicilindrico per supporto lombare.

Per lo svolgimento del test sono stati, inoltre, utilizzati, un bastone sul quale veniva inserito il F4A, il soggetto avvolgeva con gli arti superiori il bastone in modo tale da effettuare il movimento di rotazione del tronco in maniera abbastanza semplice e allo stesso tempo permettere una buona registrazione del dato da parte del F4A (che rimaneva fisso al bastone, senza superfici di scorrimento sottostanti, come per esempio la pelle).

Per la procedura di allungamento sono stati utilizzati un lettino ed un cuscino semicilindrico per supporto lombare, in modo tale da spezzare la CSP a livello della cerniera lombo-sacrale ed accertarsi di effettuare l'allungamento solo a livello caudale.

4.7 Metodi

Per quanto riguarda il trattamento sperimentale effettuato su ogni soggetto, la seduta tipo è stata realizzata nella modalità descritta di seguito.
Presentiamo, inoltre, un breve Video di rappresentazione dei principali passaggi.

1. In primo luogo veniva presentato il progetto di studio al volontario attraverso una breve e semplificata spiegazione riguardo ciò che sarebbe stato fatto durante il test.

2. Presa visione e firma del Consenso Informato (approfondimento, allegato 4) e somministrazione della scheda anamnestica.

3. Prima fase RISCALDAMENTO:

    - Posizionamento: soggetto seduto a bordo lettino con i piedi appoggiati completamente a terra e ginocchia flesse a 90° (Fig.17 e 18), il bastone è posizionato sui trapezi superiori e passa dietro al collo, il terzo distale dell'avambraccio è a contatto con la parte posteriore del bastone, la spalla è in una condizione di abduzione 90° ed extrarotazione (Fig.15 e 16).

Fig.15 Posizionamento F4A, vista frontale posteriore.

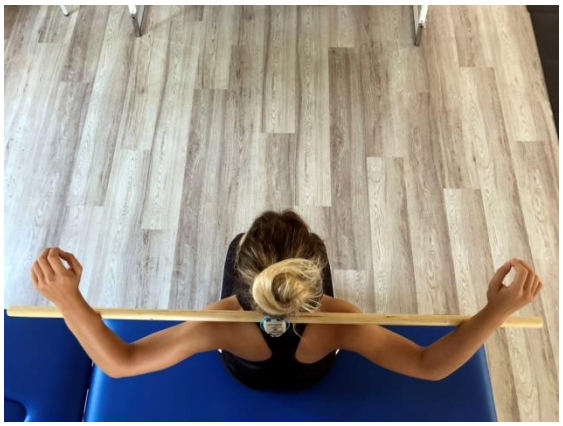


Fig. 16 Posizionamento F4A, vista dall'alto.

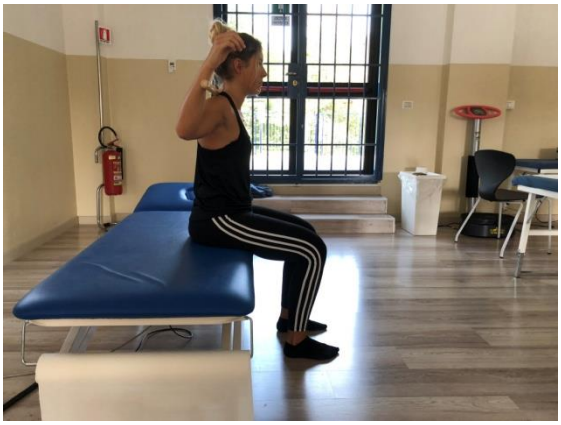


Fig. 17 e 18 Posizionamento F4A, vista laterale.

- Esecuzione: ad ogni soggetto sono state richieste 10 torsioni complete del tronco (dx e sx) con bastone (Fig. 19), con lo scopo di: prepararlo al movimento specifico richiesto durante il test; pre-attivare la muscolatura reclutata durante il movimento e verificare la manifestazione di eventuali sintomatologie particolari (es. dolore a fine range). Attraverso questa modalità permettiamo al soggetto di famigliarizzare con il gesto da eseguire ed effettuare un riscaldamento della muscolatura del cingolo pelvico e del tronco, permettendoci di scartare errori relativi alla registrazione di range articolari minori durante le prime ripetute, che vanno ad aumentare nelle ultime ripetute quando il muscolo è ormai sciolto e riscaldato.

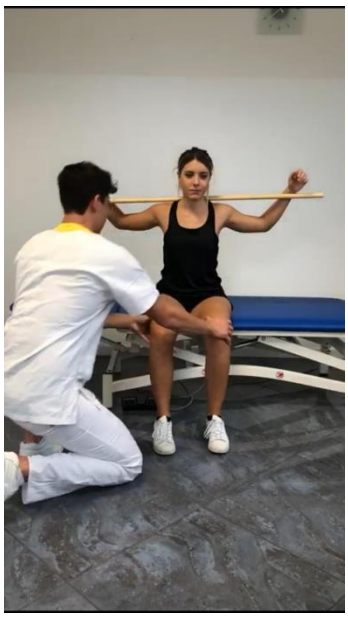
Fig. 19 Esecuzione fase di riscaldamento (rotazione sul piano trasverso del tronco dx e sn), vista dall'alto e frontale.

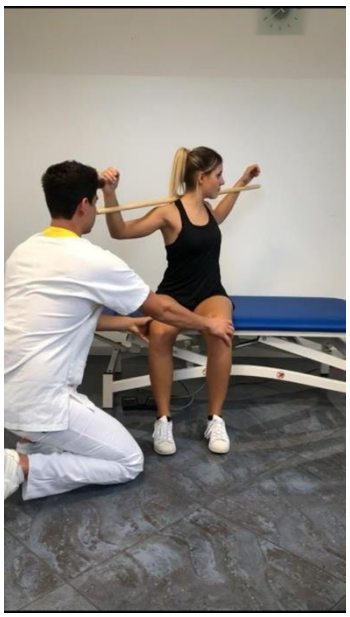
4. Seconda fase BASELINE 1

- Posizionamento: soggetto seduto a bordo lettino con i piedi appoggiati completamente a terra e ginocchia flesse a 90°, il bastone è posizionato sui trapezi superiori e passa dietro al collo, il terzo distale dell'avambraccio è a contatto con la parte posteriore del bastone, la spalla è in una condizione di abduzione 90° ed extrarotazione. Il F4A è collegato al bastone esattamente alla metà della sua lunghezza e posizionato circa tra C7 e D1 (Fig.20).
- Indicazioni al soggetto: viene richiesto di raggiungere il massimo range di rotazione sul piano trasverso del tronco senza compensi.

- Esecuzione: Le rotazioni sono tre per lato partendo da una posizione neutra (0° di rotazione) eseguite in maniera alternata. Per convenzione richiediamo che la

prima rotazione sia effettuata verso sinistra e che l'intero arco di movimento sia eseguito in maniera fluida, senza scatti o pause, mantenendo una velocità angolare costante cercando di limitare al massimo i compensi. Il test si conclude con il ritorno alla posizione neutra di partenza. Durante tutta la durata del test un operatore fissa a livello delle ginocchia gli arti inferiori ed il bacino al fine di ridurre al minimo la possibilità di compenso da parte del bacino durante l'effettuazione del test (Fig. 21 e 22).





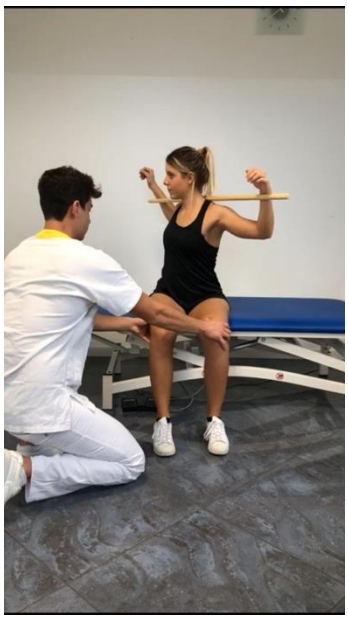


Fig. 20 Posizione di partenza Baseline. Fig. 21 e 22 Esecuzione fase Baseline (rotazione sul piano trasverso del tronco sn/dx).

5. Terza fase: BASELINE 2

   La baseline 2 si effettua in maniera identica alla baseline 1.

   La fase di baseline è ripetuta due volte al fine di avere una condizione iniziale meno variabile in quanto è stata presa in considerazione la media dei dati raccolti in queste due prime misurazioni.

   Inoltre ci permette di verificare la ripetibilità del test, quindi constatiamo se il ROM ottenuto nella Baseline 2 presenta differenze importanti rispetto a quello riscontrato nella Baseline 1 in modo tale da essere certi che le variazioni del ROM durante le fasi di attivazione e post-allungamento siano determinate solo dalla variabile da noi inserita.

6. Quarta fase: ATTIVAZIONE

- Posizionamento: soggetto seduto a bordo lettino con il piede sinistro appoggiato a terra e ginocchio flesso a 90°, mentre il ginocchio destro è esteso e l'anca è flessa e leggermente extra ruotata, il tallone del piede desto è appoggiato a terra e la tibiotarsica in una condizione neutra. Il bastone è posizionato sui trapezi superiori e passa dietro al collo, il terzo distale dell'avambraccio è a contatto con la parte posteriore del bastone, la spalla è in una condizione di abduzione 90° ed extrarotazione. Il F4A è collegato al bastone esattamente alla metà della sua lunghezza e posizionato circa tra C7 e D1 (Fig 23).

- Esecuzione: chiediamo un'attivazione isometrica degli abduttori e extrarotatori d'anca. La resistenza data dall'operatore viene indotta posizionando le mani esternamente a livello del ginocchio e della tibiotarsica e mantenuta per l'intera durata del test. Viene quindi effettuato dal soggetto lo stesso movimento di rotazione sul piano trasverso del tronco con le stesse modalità richieste durante le rilevazioni di Baseline 1 e 2, ad eccezione della contrazione isometrica in abduzione ed extrarotazione d'anca.
  Il secondo operatore rileva i dati con il F4A mentre il soggetto contrae in isometrica la CSP (Fig. 24 e 25). La CSP sottoposta ad attivazione è per convenzione sempre la sinistra.

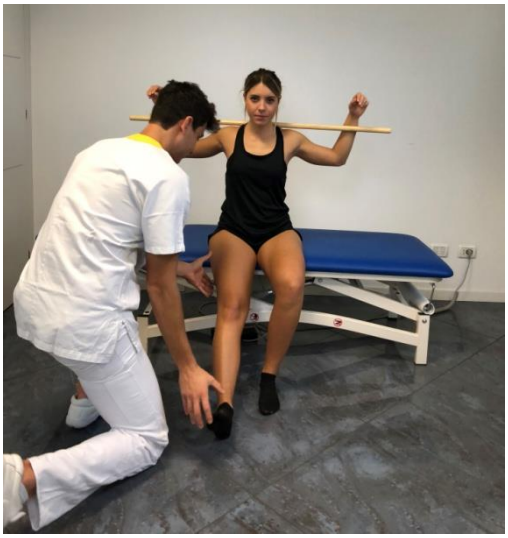


Fig. 23 Posizionamento fase di Attivazione.

Fig. 24 e 25 Esecuzione fase di Attivazione (rotazione sul piano trasverso del tronco sn e dx durante la contrazione isometrica abduttori e extrarotatori d'anca).

7. Quinta fase: ALLUNGAMENTO

Dopo la fase di attivazione il soggetto ha 5 minuti di riposo con lo scopo di evitare che la fase di attivazione induca modificazioni alla catena spirale posteriore sottoposta in seguito ad allungamento mediante due procedure che sfruttano il principio delle tecniche ad energia muscolare (MET) modificate secondo le proposte di Colonna S. (2006, pagg.125-126).

Per favorire la comprensione del lavoro svolto si descive brevente di seguito la tecnica di allungamento utilizzata. Si rimanda il riferimento in allegati (Allegato 3) per eventuali approfondimenti.

Tecniche ad energia muscolare (MET)

Le tecniche ad energia muscolare (MET) hanno avuto origine nella medicina osteopatica degli anni cinquanta e includono metodi che utilizzano contrazioni sia isometriche sia isotoniche eccentriche per il trattamento e la riabilitazione delle disfunzioni muscolo-scheletriche. La tecnica ad energia muscolare è definita come "*una forma di diagnosi e trattamento manipolativo osteopatico nella quale i muscoli del paziente sono utilizzati su richiesta, partendo da una precisa posizione controllata, in una direzione definita e contro una resistenza ben*

identificabile" (ECOP 2009). La forma più largamente utilizzata di MET prevede l'accurato posizionamento di una certa parte del corpo, appena prima della barriera data dal fine corsa per poi richiedere una breve e moderata contrazione isometrica. Tale contrazione è modulata, sia come durata che come direzione dal terapista, sotto la guida del terapista. Al termine della contrazione isometrica i tessuti trattati riescono a raggiungere una nuova posizione più confortevole. La contrazione muscolare induce delle modificazioni che permettono di essere mobilizzati o allungati più facilmente rispetto alla condizione iniziale (Chatow L., 2013). (Approfondimento, vedi allegato 3)

Una contrazione isometrica è una contrazione in cui non compaiono movimenti visibili, ma durante la quale gli elementi interni del muscolo, actina e miosina, interagiscono per produrre un accorciamento del sarcomero, allungandone le componenti fasciali disposte in serie.

La contrazione isotonica eccentrica è una contrazione nella quale si verifica un grado di allungamento, con l'aumento della lunghezza muscolare nonostante la contrazione muscolare la contrazione continua. Un allungamento eccentrico coinvolge sia l'allungamento delle componenti elastiche fasciali disposte in serie sia l'allungamento della componente elastica fasciale disposte in parallelo (Franke H., 2009).

Descriviamo di seguito i due procedimenti di allungamento utilizzati:

- Posizionamento: dalla posizione supina con cuscino semicilindrico sotto il tratto lombare della colonna.
    - Modalità di allungamento 1: anca flessa e addotta, ginocchio esteso, piede in leggera supinazione.
    - Modalità di allungamento 2: anca flessa, ginocchio flesso.

- Esecuzione: una volta portato l'arto in una condizione di massima tensione viene eseguito un allungamento della CSP caudale secondo le tecniche di energia muscolare modificate (MET) modificate.

- Modalità di allungamento 1: dalla posizione di massima tensione si richiedono 30’ di attivazione isometrica in abduzione d’anca contro la resistenza dell’operatore, seguiti da 10’ di allungamento passivo durante i quali l’operatore guadagnerà una posizione di massima tensione a un grado di flessione e adduzione maggiore rispetto la precedente.
  L’operatore pone la propria mano craniale sulla cresta iliaca omolaterale all’anca flessa al fine di stabilizzare il bacino ed evitare compensi, con la mano caudale, posta lateralmente a livello della tibiotarsica, gestirà le fasi di attivazione isometrica e allungamento passivo. La modalità di allungamento viene ripetuta due volte.

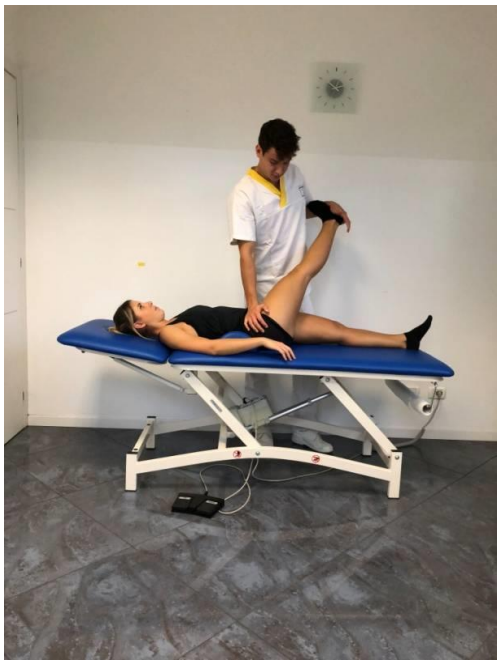


Fig. 26 Posizionamento ed esecuzione della prima modalità di allungamento.

- Modalità di allungamento 2: dalla posizione di massima tensione si richiedono 30’ di attivazione isometrica in abduzione d’anca contro la resistenza dell’operatore, seguiti da 10’ di allungamento passivo durante i quali l’operatore guadagnerà una posizione di massima tensione a un grado di flessione e adduzione maggiore rispetto la precedente.
  L’operatore pone la propria mano craniale sulla cresta iliaca omolaterale all’anca flessa al fine di stabilizzare il bacino ed evitare compensi, con la mano caudale, posta lateralemente a livello del ginocchio, gestirà le fasi di attivazione isometrica e

Fig. 27 Posizionamento ed esecuzione della seconda modalità di allungamento.

allungamento passivo.
Quest'ultimo procedimento viene effettuato una sola volta.

L'arto inferiore sottoposto ad allungamento è stato selezionato in maniera randomizzata.

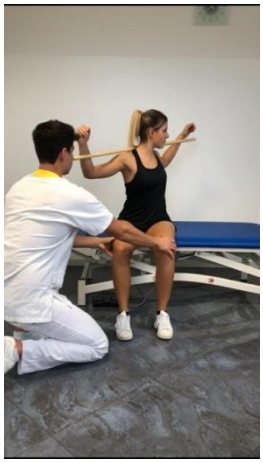
8. Sesta fase: RILEVAZIONE DATI FASE POST-ALLUNGAMENTO
   Quest'ultima fase ci permette di rilevare i dati relativi al range di rotazione sul piano traverso del tronco in seguito alla fase di allungamento e si effettua in maniera identica alla baseline 1 e 2.

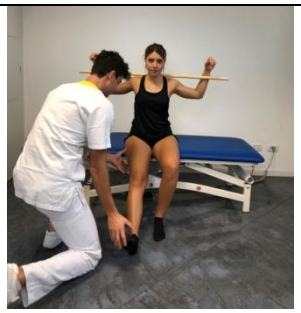
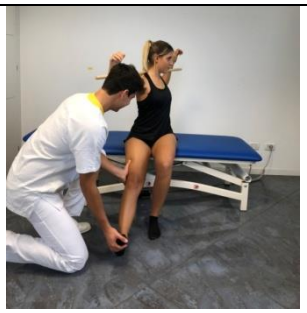
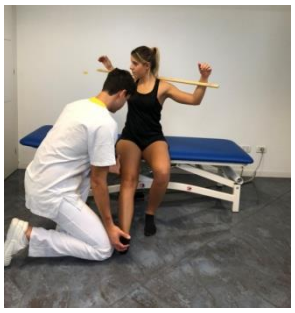
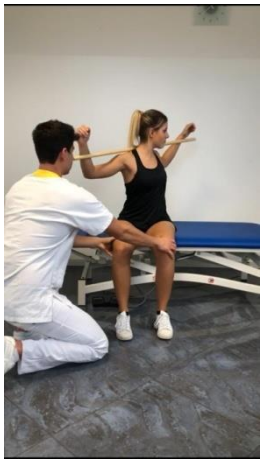
   - Posizionamento: soggetto seduto a bordo lettino con i piedi appoggiati completamente a terra e ginocchia flesse a 90°, il bastone è posizionato sui trapezi superiori e passa dietro al collo, il terzo distale dell'avambraccio è a contatto con la parte posteriore del bastone, la spalla è in una condizione di abduzione 90° ed extrarotazione. IlF4A è collegato al bastone esattamente alla metà della sua lunghezza e posizionato a livello di C7 (Fig. 20).

   - Esecuzione: viene richiesto un movimento di rotazione sul piano trasverso del tronco.
     Le rotazioni sono tre per lato partendo da una posizione neutra (0° di rotazione) eseguite in maniera alternata. Per convenzione richiediamo che la prima rotazione sia effettuata verso sinistra e che l'intero arco di movimento sia eseguito in maniera fluida, senza scatti o pause, mantenedo una velocità angolare costante. Il test si conclude con il ritorno alla posizione neutra di partenza (Fig 21 e 22).

9. Raccolta dati su database Excel eseguita in maniera automatica attraverso il Modulo Google utlizzato ed elaborazione (fatta da una terza persona che non assiste ai test e quindi in cieco).

Tabella riassuntiva

1. Scheda anamnestica e spiegazione test	Operatore A e B
2. Prima fase: RISCALDAMENTO	Operatore A e B - Si richiede il movimento che poi verrà richiesto nel test.
3. Seconda fase: BASELINE 1 e 2	Operatore A e B - Soggetto seduto, si richiede una rotazione sul piano trasverso del tronco in condizione neutra, si rilevano i dati tramite sistema F4A. Si ricava la Baseline 1 e Baseline 2. 
4. Terza fase: ATTIVAZIONE	Operatore A e B - Attivazione isometrica abduttori e extrarotatori d'anca con paziente seduto (anca 90°, ginocchio 0°, tibiotarsica 0°) - Rilevazione ROM rotazione sul piano trasversale del tronco tramite sistema F4A. - La CSP attivata è la destra.

4. Terza fase: ATTIVAZIONE	  
5. Quinta fase: RILEVAZIONE DATI POST-ALLUNGAMENTO	Operatore A e B - Rilevazione ROM rotazione sul piano trasverso del tronco tramite sistema F4A 
6. Sesta fase: ANALISI DATI STATISTICI	Operatore C

4.8 Analisi statistica

Per l'analisi statistica è stato utilizzato IBM ® SPSS ® 22.0.0
Per il confronto fra medie è stato utilizzato il test T di Student in accordo con la modalità di distribuzione delle variabili. Per la valutazione delle variabili categoriche è stato utilizzato il test del Chi Quadrato.
Oltre ai dati raccolti sono stati elaborati anche l'aumento dell'angolo sul lato sinistro e destro sottraendo alla media delle 3 misurazioni al baseline quella delle 3 successive all'allungamento muscolare; la differenza complessiva dell'angolo di rotazione espressa come la variazione sul lato sinistro sommata alla variazione sul lato destro e vice versa; è stata creata inoltre una variabile di tipo categorico per suddividere i soggetti in due gruppi: coloro i quali hanno ottenuto un aumento dell'angolo sul lato allungato e una diminuzione del controlaterale e coloro in cui non si è verificato questo risultato.

5. RISULTATI

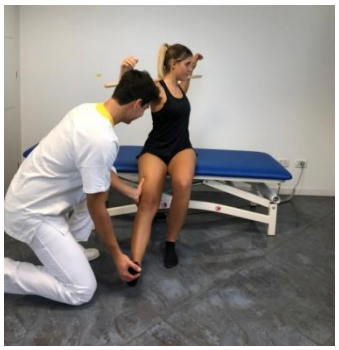
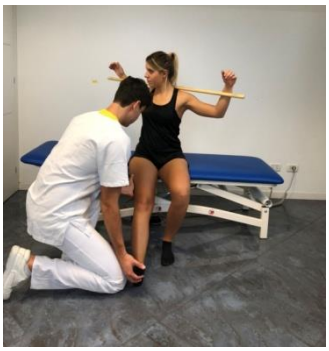
5.1 Statistiche descrittive del campione

Età(anni)	24.03(3.95)
Sesso	47M 26F
Peso(kg)	69.06(12.91)
Altezza(cm)	171.87(22.31)
Livello di attività fisica	
Lieve	15(20.5%)
Moderato	32(43.8%)
Vigoroso	23(31.5%)
Nulla	2(2.7%)
Angolo di rotazione sinistro (°)	57.60(11.02)
Angolo di rotazione destro (°)	57.80(12.05)

Sono stati analizzati i dati di 75 individui (48 uomini e 27 donne), con un'età media di 24.03(±3.95) anni, un peso corporeo medio di 69.06(±12.91) kg e un'altezza media di 171.87(±22.31) cm. Tuttavia, due di loro sono stati esclusi a posteriori dall'analisi statistica, in quanto durante la fase di elaborazione dei dati si è notata una significativa incongruità tra i loro risultati e quelli degli altri partecipanti dovuta ad un errore di taratura del goniometro digitale F4A utilizzato in quel momento.
Per quanto riguarda il livello di attività fisica solo 2 (2,7%) partecipanti non praticano nessuno sport/hobby, mentre i restanti 71 partecipanti praticano attività sportiva di livello lieve (1-2 giorni/settimana) 15 (20,5%) soggetti, moderato (2-3 giorni/settimana) 32 (43,8%) e severo (4 o più giorni a settimana) 23 (31,5%).

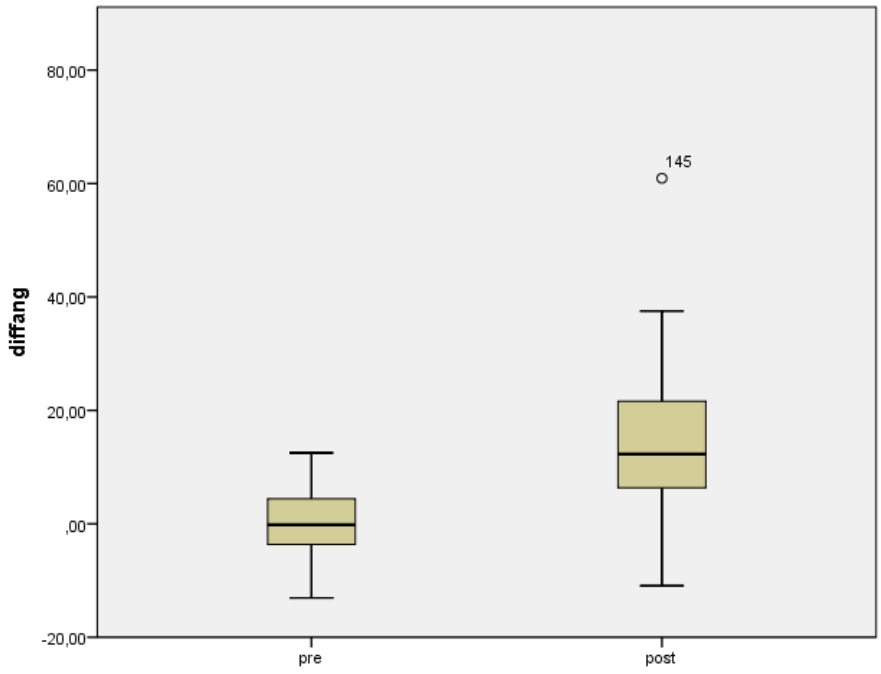
5.2 Analisi risultati fase di Attivazione

È stata valutata la differenza nelle misurazioni prima e dopo l'attivazione dei muscoli abduttori ed extrarotatori d'anca appartenenti alla CSP sinistra. Si osserva una differenza significativa fra il prima e il dopo l'attivazione per quanto riguarda la riduzione dell'angolo di rotazione del tronco verso destra (<0.0001), l'aumento dell'angolo di rotazione del tronco verso sinistra (0.015), lo spostamento complessivo del cono di movimento (differenza tra angolo sn-dx <0.0001), senza tuttavia una differenza significativa nell'ampiezza del cono (0.201). La dominanza dell'arto sinistro o destro non è risultata rilevante.

Variabile	Pre attivazione	Post attivazione	Differenza	Significatività
Angolo sinistro 	57.60 (11.02)	62.29 (12.05)	4.69	0.015
Angolo destro 	57.80 (12.05)	48.50 (11.99)	-9.30	<0.0001
Differenza sn-dx	-0.20 (5.90)	13.79 (11.83)	13.99	<0.0001
Range of motion	115.40 (22.33)	110.79 (20.94)	4.6	0.201

È stato utilizzato il T-Test per confrontare se due medie sono veramente differenti l'una dall'altra. Nel caso dell'attivazione il T-Test ha riscontrato un elevato valore di significatività (<0.0001 che corrisponde a 99,9%), ciò significa che a fronte dell'attivazione del lato desto l'angolo di rotazione dx cala in più del 99% dei casi.

Per quanto riguarda il range of motion si osserva una semplicemente traslazione verso sinistra senza significative variazioni, infatti il ROM prima è 115,40 dopo è 110,79 con una deviazione standard di 20,94, ciò significa che sono molto sovrapponibili con una significatività di 0.201 cioè varia solo nell'80% dei casi.



Lettura del Box-plot

Prima e dopo l'attivazione osserviamo che la media sx-dx si sposta. In condizioni standard (1°box-plot) c'è poca variabilità, mentre in seguito all'attivazione dell'arto dx (2° box-plot) è aumentato il valore di deviazione standard e di dispersione del campione.

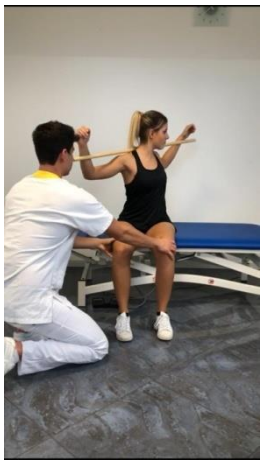
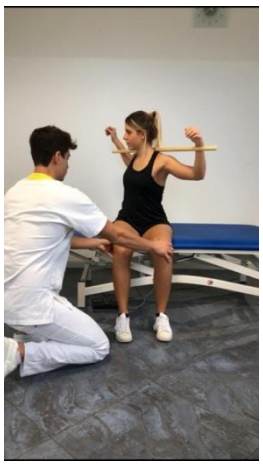
Non c'è sovrapposizione tra i due box-plot per cui c'è significatività. In più c'è un caso notevole che ha sviluppato la differenza tra sx e dx di 145°.

5.3 Analisi risultati fase di Allungamento

È stata valutata la differenza nelle misurazioni prima e dopo la messa in tensione dei muscoli appartenenti alla CSP caudale tramite l'allungamento specifico degli arti inferiori selezionati casualmente. È risultato un incremento significativo dell'angolo a sinistra quando l'allungamento veniva effettuato a sinistra (0.145), non si può dire lo stesso invece per il lato destro nell'allungamento a destra (0.553). Questa differenza nel risultato tra allungamento destra e sinistra potrebbe derivare dal fatto che l'arto inferiore destro era quello sottoposto sempre alla fase di attivazione, dunque, nonostante il tempo di attesa tra una fase e l'altra, la tensione a livello mio fasciale potrebbe avere risentito dell'attivazione eseguita prima dell'allungamento e influenzato in questo modo i risultati, in termini di mobilità del tronco, durante la fase di rilevazione dei del range rotazionale post-allungamento. Il range of motion

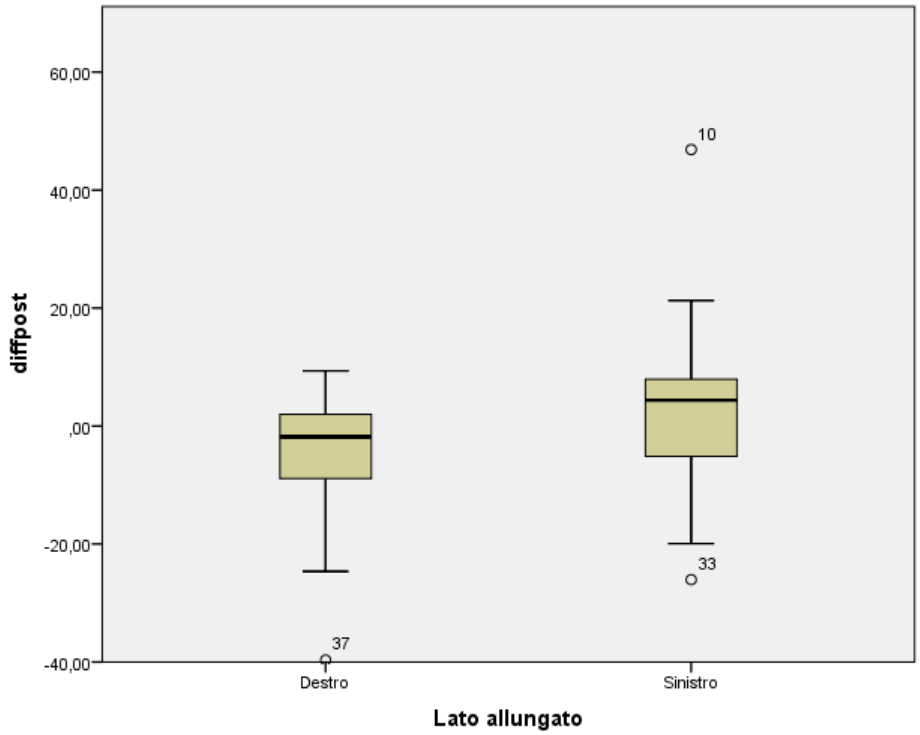
rimane pressochè invariato (118.17°).

Oltre ai dati raccolti sono stati elaborati anche l'aumento dell'angolo sul lato sinistro e destro sottraendo alla media delle 3 misurazioni al baseline quella delle 3 successive all'allungamento muscolare; la differenza complessiva dell'angolo di rotazione espressa come la variazione sul lato sinistro sommata alla variazione sul lato destro e vice versa; è stata creata inoltre una variabile di tipo categorico per suddividere i soggetti in due gruppi: coloro i quali hanno ottenuto un aumento dell'angolo sul lato allungato e una diminuzione del controlaterale e coloro in cui non si è verificato questo risultato.

Variabile	Allungamento sn (34)	Allungamento dx (39)	Differenza	Significatività
Angolo sn post allungamento 	61.94 (15.93)	57.13 (11.96)	4.82	0.145
Angolo dx post allungamento 	59.11 (11.59)	61.04 (16.01)	1.94	0.553
Diff. sn pre-post allungamento	4.42 (10.46)	0.53 (10.54)	4.94	0.049

Diff. dx pre-post allungamento	1.30 (8.84)	3.25 (11.66)	1.96	0.418
Range of motion	118.17 (26.64)	118.17 (26.62)	2.89	0.632
Diff sn-dx post allungamento	2.84 (13.04)	-3.92 (9.43)	6.76	0.015

È stato, inoltre, calcolato quanto è variato rispetto al baseline l'angolo di rotazione sinistro, in modo di valutare la misura sulla base dell'elasticità individuale. Attraverso questi calcoli ci è possibile affermare al 95,1% che l'allungamento dell'AI sinistro determina un aumento del range di rotazione a sx. Non si può affermare la stessa cosa per l'allungamento a dx.
Diff sn-dx post allungamento: viene calcolato lo spostamento dell'angolo di rotazione verso destra o sinistra attraverso l'applicazione di questa formula:
(Ang sx baseline- ang sx post all) + (Ang dx baseline-Ang dx post all) = significativo
In seguito all'allungamento a sx il range of motion si sposta di 2.84° (+), mentre in seguito all'allungamento a destra il range of motion si sposta di 3.92° (-).

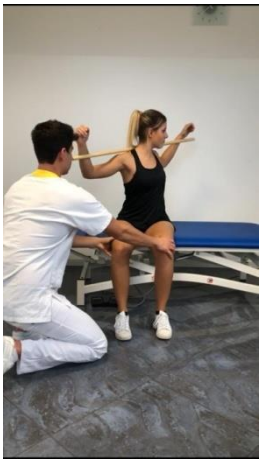


Lettura Box-plot
Sotto lo 0 = spostamento a dx
Sopra lo 0 = spostamento a sx

Dunque osserviamo che dopo l'allungamento a dx la media riferita alla differenza tra angolo sx e dx nel post-allungamento si sposta leggermente sotto lo 0 (quindi a destra) e dopo l'allungamento a sx si sposta un po' sopra lo 0 (quindi a sinistra).
I due box-plot sono leggermente sovrapponibili, tuttavia è una sovrapponibilità tollerabile con una significatività di 0.015.

5.4 Confronto risultati secondo l'arto dominante

Dipendentemente dall'arto inferiore dominante, che sia il sinistro o il destro, vi sono differenze significative per quanto riguarda l'angolo sinistro (0.039) e destro (0.001) dopo gli allungamenti. Non sono state tuttavia riscontrate differenze significative nelle misurazioni nel sottogruppo dei soggetti con dominanza sinistra, effetto da riferire allo scarso numero. Viene riportata sotto una coppia di tabelle riassuntive.

Variabile	Dominanza dx (67)	Dominanza sn (6)	differenza	Significatività
Angolo sn post allungamento 	58.22 (13.70)	72.22 (12.46)	14.00	0.039

Angolo dx post allungamento	58.52 (11.94)	78.14 (26.97)	19.60	0.001
Diff. sn pre-post allungamento	1.33 (10.70)	6.68 (10.54)	5.34	0.283
Diff. dx pre-post allungamento	1.63 (9.96)	10.30 (13.07)	1.96	0.418

Tabella descrittiva arto dominante

La tabella riportata a fianco mostra i risultati post-allungamento tenendo in considerazione la relazione tra arto dominante e arto allungato. Questo dato è stato calcolato al fine di verificare se i risultati significativi relativi a ciò che è stato affermato in precedenza siano stati dati dal fatto che a tutti i soggetti mancini sia stato allungato casualmente il lato sinistro.

	Arto dominante			
	Destra		Sinistra	
	Lato allungato		Lato allungato	
	Destro	Sinistro	Destro	Sinistro
	Media	Media	Media	Media
meanbasesn	56,11	57,74	71,20	54,23
meanbasedx	55,87	58,03	74,56	54,39
allsn	55,08	61,66	75,06	66,55
alldx	57,93	59,18	88,27	57,87
diffsn	1,03	-3,92	-3,86	-12,32
diffdx	-2,06	-1,16	-13,71	-3,48
rompre	111,98	115,77	145,76	108,63
rompost	113,01	120,84	163,33	124,42
diffpost	-2,85	2,48	-13,22	8,68
diffpre	,23	-,29	-3,37	-,16

	Lato allungato			
	Destro		Sinistro	
	Arto dominante		Arto dominante	
	Destra	Sinistra	Destra	Sinistra
	Media	Media	Media	Media
meanbasesn	56,11	71,20	57,74	54,23
meanbasedx	55,87	74,56	58,03	54,39
allsn	55,08	75,06	61,66	66,55
alldx	57,93	88,27	59,18	57,87
diffsn	1,03	-3,86	-3,92	-12,32
diffdx	-2,06	-13,71	-1,16	-3,48
rompre	111,98	145,76	115,77	108,63
rompost	113,01	163,33	120,84	124,42
diffpost	-2,85	-13,22	2,48	8,68
diffpre	,23	-3,37	-,29	-,16

5.5 Effetto complessivo

È stato valutato quindi l'effetto della messa in tensione della CSP tramite l'allungamento dell'arto inferiore sinistro: i soggetti che in seguito ad un allungamento dell'AI sinistro hanno registrato una diminuzione del range a destra sia un aumento del range a sinistra sono 10 su 34, mentre solo 2 sui 39 che hanno eseguito l'allungamento a destra (p=0.005).
I risultati dimostrano che 10 casi su 34 (circa 30% dei soggetti che hanno subito un allungamento a sinistra) hanno risposto molto bene al test attraverso un aumento dell'angolo di rotazione a sinistra e una diminuzione dell'angolo di rotazione a destra, mentre solo 2 casi su 39 (circa il 5% dei soggetti che hanno subito un allungamento a destra) ha risposto in maniera drastica al test manifestando un comportamento del tutto opposto all'aspettativa attraverso un aumento dell'angolo di rotazione a sinistra e una diminuzione dell'angolo di rotazione a destra. Ciò significa che 10/34 all'interno del gruppo che ha subito l'allungamento a sinistra hanno risposto molto bene al test ed i restanti 24/34 hanno manifestato un comportamento nella norma, allo stesso modo 2/39 all'interno del gruppo che ha subito l'allungamento a destra hanno risposto in maniera opposta all'aspettativa, mentre i restanti 37/39 hanno manifestato un comportamento nella norma.

6. DISCUSSIONE

I risultati del presente studio supportano i risultati di Vleeming et al. (1995) e Barker et al. (2004), che hanno dimostrato la trasmissione della forza dal gran dorsale alla fascia toraco-lombare in cadaveri. Sebbene la trasmissione della forza dal punto di vista funzionale dalla fascia toraco-lombare in continuità con la zona glutea all'interno della CSP non fosse stata precedentemente studiata, studi in vivo hanno dimostrato la trasmissione della forza miofasciale tra i muscoli gastrocnemio e soleo (Bojsen-Moller et al., 2010; Huijing et al., 2011; Jean Wilke et al. 2016) e tra gran dorsale e grande gluteo (Carvalhais et al. 2013). Pertanto, i risultati del presente studio rafforzano i risultati precedenti della trasmissione della forza miofasciale in vivo, eseguiti solo dal punto di vista strettamente anatomico.

I risultati mostrano che le forze trasmesse attraverso la CSP dalla fascia toraco-lombare alla zona glutea contro laterale supportano l'esistenza della trasmissione della forza miofasciale in vivo e di una relazione funzionale tra i muscoli esaminati all'interno di questi segmenti. La trasmissione della forza miofasciale era supportata dalla probabile propagazione della tensione tra tessuto muscolare e tessuto connettivo (Huijinh, 2009; Purslow, 2010; Smeulders e Kreulen, 2007; Yucesoy, 2010).
Specificamente, l'attivazione dei muscoli appartenenti alla CSP caudale (abduttori ed extrarotatori d'anca principalmente) determina un significativo cambiamento del Range of Motion del tronco verso una maggiore rotazione sul piano trasverso omolaterale rispetto alla CSP presa in esame ed una diminuzione dell'angolo di movimento controlaterale, mentre per quanto riguarda la fase di allungamento i risultati ottenuti dimostrano solo parzialmente la relazione tra allungamento e successiva modificazione dell'angolo di movimento.

La relazione funzionale tra i muscoli appartenenti alla CSP è stata responsabile degli effetti osservati dopo la fase di attivazione e allungamento.
Come previsto, il tensionamento attivo (fase di attivazione) dei muscoli appartenenti alla catena spirale posteriore caudale ha determinato una notevole modifica del ROM di rotazione sul piano trasverso del tronco apportando una differenza significativa tra il prima e il dopo l'attivazione rispetto alla riduzione dell'angolo di rotazione del tronco verso destra (<0.0001), l'aumento dell'angolo di rotazione del tronco verso sinistra (0.015), lo spostamento complessivo del cono di movimento (differenza tra angolo sn-dx <0.0001), senza tuttavia una differenza significativa

nell’ampiezza del cono (0.201).
Prima e dopo l’attivazione osserviamo che la media sx-dx si sposta. Si osserva, inoltre, che in condizioni standard (Baseline 1 e 2, box-plot pag.51) c’è poca variabilità, mentre in seguito all’attivazione dell’arto dx (Attivazione, box-plot pag.51) è aumentato il valore di deviazione standard e di dispersione del campione. Questo dato potrebbe essere legato al fatto che non tutti rispondono allo stesso modo, oppure non tutti i soggetti hanno utilizzato la stessa forza nell’attivazione muscolare, nonostante le indicazioni conferite prima del test.

Mentre per quanto riguarda la fase di allungamento, è risultato un incremento significativo dell’angolo a sinistra quando l’allungamento veniva effettuato a sinistra (0.145), non si può dire lo stesso invece per il lato destro nell’allungamento a destra (0.553). Pertanto, la mancanza di cambiamenti significativi dimostrata in seguito alla fase di allungamento dell’arto inferiore destro può essere spiegata dal meccanismo di muscle memory ovvero dal fatto che essendo l’arto inferiore destro sottoposto sempre alla fase di attivazione, nonostante il tempo di attesa tra una fase e l’altra, la tensione a livello mio fasciale potrebbe avere risentito dell’attivazione eseguita prima dell’allungamento e influenzato in questo modo i risultati, in termini di mobilità del tronco, durante la fase di rilevazione dei del range rotazionale post-allungamento.

Sebbene non fosse possibile tracciare il percorso esatto della trasmissione della forza, le connessioni anatomiche tra gran dorsale e grande gluteo (Barker e Briggs, 1999) e tra grande gluteo e fascia lata (A. Stecco et al., 2013) suggeriscono che la fascia toraco-lombare è probabilmente la responsabile della maggior parte della trasmissione della forza. La conferma che le forze possono essere trasmesse lungo il tessuto connettivo e in condizioni fisiologiche sfida l'assunto tradizionale che la forza muscolare viene trasmessa alle ossa, solo attraverso una giunzione miotendinea (Huijing et al., 2011).

I risultati mettono anche in luce l'ipotesi che possa essere presente una differenza significativa relativa alla risposta al tensionamento attivo e passivo della CSP tra soggetti mancini o destrimani. Difatti, dipendentemente dall’arto inferiore dominante, che sia il sinistro o il destro, si sono riscontrate differenze significative per quanto riguarda l’angolo sinistro ($p=0.039$) e destro ($p=0.001$) dopo gli allungamenti. Non sono state tuttavia riscontrate differenze significative nelle misurazioni nel sottogruppo dei soggetti con dominanza sinistra, effetto da riferire allo scarso numero.

Nonostante la globale coerenza delle risposte al tensionamento passivo della CSP (fase di allungamento), un'analisi dei risultati individuali dei volontari ha rivelato una discreta variabilità nelle risposte: in 10 casi su 34 (circa 30% dei soggetti che hanno subito un allungamento a sinistra) hanno risposto molto bene al test attraverso un aumento dell'angolo di rotazione a sinistra e una diminuzione dell'angolo di rotazione a destra, al contrario, solo 2 casi su 39 (circa il 5% dei soggetti che hanno subito un allungamento a destra) hanno risposto in maniera drastica al test manifestando un comportamento del tutto opposto all'aspettativa attraverso un aumento dell'angolo di rotazione a sinistra e una diminuzione dell'angolo di rotazione a destra suggerendo che le caratteristiche individuali possono influenzare il grado di trasmissione della forza miofasciale. È stato, inoltre, calcolato quanto è variato rispetto al baseline l'angolo di rotazione in seguito all'allungamento dell'arto sinistro, in modo di valutare la misura sulla base dell'elasticità individuale. Attraverso questi calcoli ci è possibile affermare al 95,1% che l'allungamento dell'AI sinistro determina un aumento del range di rotazione a sinistra.
Non si può affermare la stessa cosa per l'allungamento a destra.

7. LIMITI DELLO STUDIO

Lo studio sperimentale presenta diversi limiti:

- *Campione non adeguatamente alto:* I soggetti coinvolti (75) non forniscono un numero adeguato ampio. Ciò può influire sulla significatività dei dati. Nonostante ciò è bene precisare che gli studi presenti in letteratura di argomenti simili presentano una numerosità campionaria simile a quella del presente studio.

- *Omogeneità del campione:* non vi è un adeguato rapporto fra destrimani e mancini. Questo non ci permette di dedurre con sicurezza se la dominanza di un arto influenzi in modo significativo la catena miofasciale.

- *Attivazione della catena:* Nel presente studio si è deciso di attivare sempre e solo la catena spirale posteriore destra. Nonostante i risultati siano stati significativi non siamo in grado di affermare con certezza che ciò sia vero anche per la catena spirale posteriore sinistra.

- *Protocollo di allungamento:* nonostante il protocollo usato nella fase di allungamento sia standard, la tecnica rimane operatore dipendente e quindi potenzialmente soggetta a minime variazioni.

- *Variabilità individuale nell'attivazione*: non tutti i soggetti hanno opposto la stessa resistenza durante la contrazione.

8. RICADUTA SULLA PRATICA CLINICA

Il modello miofasciale ha la straordinaria peculiarità di offrire una prospettiva globale, sia in fase di valutazione che di trattamento. È pertanto facile che i cambiamenti apportati dalla terapia possano indurre risultati significativi non solo a livello strutturale ma anche nella manifestazione funzionale. Gli obiettivi specifici che si pone il trattamento della fascia riguardano sopratutto il miglioramento della funzione, modificazione o rimozione dei fattori di carico adattivi e sollievo sintomatico modificando il dolore sia a livello centrale che periferico. (Chaitow et Al. 2015)

Alla luce dei risultati ottenuti dal nostro lavoro si possono ipotizzare nuovi approcci al paziente che presenta determinate caratteristiche:
- In alcune problematiche di spalla, dovute sopratutto ad una micro instabilità anteriore, si può andare ad indagare la presenza di un possibile deficit del gran dorsale, e che questo a sua volta sia dovuto ad una disfunzione a livello d'anca, in quanto tali strutture risultano interconnesse, secondo la visione globale del metodo catene, mediante tessuti miofasciali. Nel caso in cui sia presente una rigidità a livello dell'anca non si può escludere la possibilità che il trattamento di questo segmento non si ripercuota a livello del gran dorsale e quindi della spalla risolvendo il deficit di micro instabilità.
- Molte problematiche lombari sono dovute a disfunzioni del segmento toraco-lombare. Questo assunto è ormai confermato da molti autori in letteratura (Carvhalais et al., 2013; Stecco A. et al., 2013; Krause F. et al., 2016) e ha riscontrato un evidente ricaduta anche sulla pratica clinica. Spesso si concentra il trattamento nella zona interessata al dolore senza andare a valutare gli arti inferiori. Anche in questo caso non si può escludere che una problematica a livello degli abduttori d'anca si manifesti con dei dolori nella zona lombare della colonna, e un trattamento fasciale mirato di questi muscoli non possa risolvere il problema.

Il presente lavoro sperimentale si propone di rafforzare gli assunti fin ora pubblicati riguardo al trattamento della miofascia e alle sue ricadute sulla pratica clinica. L'auspicio è di poter contribuire, in un futuro, a creare una diversa ottica di approccio al paziente: attraverso una nuova logica di trattamento e ragionamento clinico volta a considerare le problematiche osteomuscolari e miotendinee in un contesto globale glissando sul porre l'attenzione solo a livello del segmento corporeo in cui il paziente riferisce dolore.

9. CONCLUSIONI

Il presente studio sembra dimostrare che i cambiamenti nella tensione della CSP, come conseguenza del tensionamento attivo e passivo di segmenti miofasciali specifici appartenenti ad essa (abduttori e extrarotatori d'anca), sono sufficienti per determinare una modifica nel ROM di rotazione del tronco sul piano trasverso.
Il trasferimento delle forze attraverso il tessuto miofasciale rappresenta una spiegazione plausibile per questo risultato. Pertanto, i nostri risultati sembrano verificare che esiste una relazione funzionale, oltre che anatomica, tra i muscoli appartenenti alla CSP. Questi risultati vanno ad aggiungersi e completare i precedenti studi svolti in termini di relazione anatomica e mio fasciale.

Il presente studio ha risontrato che il ROM di rotazione sul piano trasverso del tronco può essere influenzato dall'allungamento e dalla contrazione di muscoli anatomicamente distanti. Tuttavia, non può essere esclusa la presenza di ulteriori relazioni funzionali tra i vari segmenti appartenenti alla stessa CSP. Indagini future dovrebbero verificare se l'entità della trasmissione della forza miofasciale tra i segmenti della CSP sia tale da affermare la presenza di una globale connessione funzionale tra le strutture prese in esame, ponendo particolare attenzione sulla possibile interdipendenza tra fascia cervicale e fascia dorsale omolaterale come continuum funzionale della fascia toraco-lombare. Studi futuri potrebbero porsi il quesito di dimostrare l'ipotetica connessione funzionale di questi segmenti (fascia cervicale e fascia dorsale omolaterale), in relazione alla modifica del ROM di rotazione sul piano trasverso del capo.

10.RIFLESSIONI PERSONALI CONCLUSIVE

“Si diventa effettivamente riabilitatori quando si sanno distinguere i segni dai compensi”. Questa frase del professor Ferrari ci ha accompagnato lungo il nostro percorso di studi e ci è stata ripetuta così tante volte da essere diventata quasi un motto tra noi studenti. Possiamo finalmente asserire che arrivando alla fine delle nostre esperienze didattiche e di tirocinio abbiamo riconosciuto quanto questo inciso sia pieno di significato. Chiunque sarebbe in grado di riscontrare una condizione non fisiologica in un determinato segmento corporeo, ma il bravo terapista è colui che fa lavorare prima il cervello e poi le mani e quindi colui che indaga la causa primaria della disfunzione dalla quale poi nascono mille altre problematiche. Durante questo nostro percorso ci è stato insegnato a ragionare in un’ottica di globalità, non limitandoci ad inquadrare il paziente dentro schemi predefiniti, interpretando il dolore e tenendo in considerazione le tantissime connessioni del nostro corpo. Il tempo e le energie spese per questa tesi sono state assolutamente ripagate; in primis dalle conoscenze che ci sono state tramandate, ma anche dall’indelebile esperienza di portare a compimento uno studio sperimentale in tutte le sue sfaccettature. Su queste fondamenta ci impegneremo a costruire la nostra professionalità a partire dal futuro più prossimo.

11.RINGRAZIAMENTI

RINGRAZIAMENTI GRETA

A conclusione di questo lavoro di tesi, è doveroso porre i miei più sentiti ringraziamenti alle persone che ho avuto modo di conoscere in questo importante periodo della mia vita e che mi hanno aiutato a crescere sia dal punto di vista professionale che umano.

Vorrei ringraziare i miei relatori, il Dott. Saverio Colonna e Andrea Casari, che con pazienza e spirito critico mi hanno insegnato, sostenuto, consigliato e aiutato durante tutto lo svolgimento della tesi. Gli sono grata per la stima e l'amicizia che mi hanno dimostrato e gli ringrazio per avermi accolto all'interno dello Spine Center e trasmesso con passione e dedizione le loro conoscenze. Grazie a loro ho avuto modo di mettermi in gioco e superare me stessa, acquisendo un prezioso bagaglio di conoscenze che mi aiuteranno nella vita e nel lavoro.

Un ringraziamento speciale va a Sandra, la tutor che si è sempre dimostrata disponibile ad aiutarmi e chiarire i miei dubbi e che fin da subito si è offerta per seguirmi nella stesura di questa tesi. Grazie per essermi stata vicino in questo percorso impegnativo, per aver avuto fiducia nella mie capacità, avermi responsabilizzato e dato l'autonomia che cercavo.
Grazie anche a tutte le tutor universitarie che ho avuto l'opportunità di conoscere in questi anni, per la loro disponibilità all'ascolto e la stima e il rispetto che hanno sempre mostrato nei miei confronti.

Grazie a tutti i professori e guide di tirocinio che attraverso i loro consigli e il loro lavoro hanno contribuito alla mia crescita professionale e umana.

Un ringraziamento speciale alla mia famiglia, in particolare a mia madre: è grazie al suo sostegno e al suo incoraggiamento se oggi sono riuscita a realizzare le mie aspirazioni. Vorrei che questo mio traguardo raggiunto, per quanto possibile, fosse un premio anche per lei e per i sacrifici che ha fatto. Un infinito grazie per esserci sempre, per avermi sostenuto e consolato, per aver affrontato a testa alta e insieme a me tutti i momenti più difficili di questi ultimi anni. Senza di te certamente non sarei la persona che sono.

Grazie anche al mio fidanzato Federico, la persona che più di tutte è stata capace di capirmi e di sorreggermi nei momenti difficili. L'affetto e il sostegno che mi ha dimostrato rendono questo traguardo ancora più prezioso.

Ringrazio tutti i miei amici, compagni di serate indimenticabili, di chiacchierate interminabili, di risate, di momenti unici, pazzi e stravaganti, di giornate intense e spensierate, che ogni giorno hanno condiviso con me gioie, sacrifici, sconfitte e successi. Grazie per esserci sempre stati e per avermi regalato momenti di svago durante questi giorni difficili.

Grazie di cuore a tutti i miei compagni di corso, con cui ho maturato nel corso di questi tre anni un forte rapporto d'amicizia che va oltre la semplice conoscenza nel contesto universitario. Ho avuto la fortuna di incontrare dei veri amici, persone sincere e divertenti ai quali auguro il meglio per la loro futura carriera da professionisti.

Infine, ultimo ma non meno importante, un grazie enorme va al mio compagno tesista Federico, per avere condiviso con me tutte le gioie, i dolori e i sacrifici che ci ha riservato questo percorso, grazie per aver aggiunto una nota di colore a questa esperienza, per aver avuto fiducia in me e per aver contribuito a far nascere e rafforzare ogni giorno questo profondo legame di amicizia che ci unisce.

Vorrei dedicare questo mio traguardo al mio angelo custode: a te papà, anche se non sei più qui, anche se non potrò abbracciarti e festeggiare con te questo giorno speciale, ti sento più vicino che mai. E spero di averti reso orgoglioso in questi anni, dove ho dovuto crescere un po' più in fretta del dovuto, ho affrontato momenti difficili ed esperienze uniche, ma senza mai scordarmi di te. Mi manchi e ti penso sempre.

RINGRAZIAMENTI FEDERICO

"Il fisioterapista ha il cervello di uno scienziato, il cuore di un umanista e le mani di un artista". Questa frase (a dir la verità piuttosto pretenziosa) tratteggia la professione che da sempre più mi ha affascinato, e la sensazione di essere finalmente vicino a farne parte è veramente indescrivibile.
Mi sembra quindi doveroso ringraziare le persone che hanno reso possibile tutto questo. A partire ovviamente dalla mia famiglia che mi è stata sempre vicino supportandomi e dandomi

fiducia ogni qualvolta ne avessi bisogno. Tutti i professori e le nostre splendide tutor, in particolare Sandra Bassi che con pazienza e passione ci ha accompagnato in questo progetto di tesi, lavoro che ci è stato proposto dal dottor Colonna e Andrea Casari e a tutto lo staff dello Spine Center ai quali vanno i miei più sentiti ringraziamenti. Senza di loro nulla di tutto questo sarebbe stato possibile. Ringrazio i miei compagni di corso che hanno alleggerito (e non poco) le tantissime ore passate insieme.
E infine Greta, la mia compagna di banco, alla quale mi sono affezionato in maniera incredibile e mi è sempre stata vicino, insegnandomi molto più di quanto lei possa mai immaginare.

RINGRAZIAMENTI COMUNI

Ringraziamo tutti i volontari che si sono prestati alle torture previste da questo nostro lavoro e allo Spine Center per averci fornito con massima disponibilità gli strumenti per lavorare. Ringraziamo il dottor Giulio Vara per essersi occupato dell'analisi statistica dei dati ma sopratutto per essersi impegnato nella quasi impossibile missione di farceli capire. Grazie a tutti i colleghi che abbiamo conosciuto allo Spine Center, Massimo, Matteo, Michele, Giulia, Giacomo, Riccardo ecc.. che ci hanno accolto in modo professionale e si sono mostrate persone meravigliose e disponibili.

12.BIBLIOGRAFIA

Adstrum S., 2015. Fascial eponyms may help elucidate terminological and nomenclatural development. Journal of Bodywork and Movement Therapies 19(3): 516-525.

Adstrum Sue, Gil Hedley, Robert Schleip, Carla Stecco, Can A. Yucesoy; 2017. Defining the fascial system. Journal of Bodywork & Movement Therapies 21: 173-177.

Baldissera F., 1996. Fisiologia e biofisica medica. Poletto, Milano.

Barker P.J., Briggs C.A., Bogeski G., 2004. Tensile transmission across the lumbar fasciae in unembalmed cadavers: effects of tension to various muscular attachments. Spine (Phila Pa 1976.) 29, 129–138.

Barker P.J., Briggs C.A., 1999. Attachments of the posterior layer of lumbar fascia. Spine (Phila Pa 1976.) 24, 1757–1764.

Bogduk, N., Macintosh, J.E., 1984. The applied anatomy of the thoracolumbar fascia. Spine (Phila Pa 1976.) 9, 164–170.

Bojsen-Moller J., Schwartz S., Kalliokoski K.K., Finni T., Magnusson S.P., 2010. Intermuscular force transmission between human plantarflexor muscles in vivo. Journal of Applied Physiology 109, 1608–1618.

Brugger A., 2000. Textbook of the functional disturbances of the movement system. Zollikon/Benglen, Switzerland: Briigger-Verlag.

Buganè F. et Al., 2012. Estimation of spatial-temporal gait parameters in level walking based on a single accelerometer: Validation on normal subjects by standard gait analysis. Computer methods and programs in biomedicine.

Buganè F. et Al., 2014, Estimation of pelvis kinematics in level walking based on a single inertial sensor positioned close to the sacrum: validation on healthy subjects with stereophotogrammetric system. Computer methods and programs in biomedicine.

Busquet L., 1993. Le catene muscolari Vol II: Lordosi-cifosi-scoliosi e deformazioni toraciche. Marrapese Editore. Roma.

Busquet L., 1994. Le catene muscolari. Vol I: Tronco e colonna cervicale. Marrapese Editore. Roma.

Busquet L., 1996. Le catene muscolari. Vol IV: Arti inferiori. Marrapese Editore. Roma.

Bousquet L., 2002. Le catene muscolai. Vol I, Seconda Edizione. Marapese Editore. Roma.

Carvalhais Viviane Otoni do Carmo, Juliana de Melo Ocarino, Vanessa Lara Arau ´jo, Thales Rezende Souza, Paula Lanna Pereira Silva, Se ´rgio Teixeira Fonseca, 2013. Myofascial force transmission between the latissimus dorsi and gluteus maximus muscles: An in vivo experiment. Journal of Biomechanics 46 (2013) 1003–1007.

Chaitow Leon, 2014. Fascial dysfunction- Manual Therapy Approaches. Handspring publishing, Scotland.

Chaitow L., 2013. Muscle energy techniques. Churchill Livingstone Elsevier, Edinburgh.

Colonna S., 2006. Le Catene Miofasciali in Medicina Manuale. Il Rachide. Edizioni Martina. Bologna.

Colonna S., 2012. Le catene miofasciali in medicina manuale. Arto inferiore anca. Edizioni Martina. Bologna.

ECOP: Educational Council on Ostepathic Principles, 2009. Glossary of osteopathic terminology. American Association of colleges of osteopathic medicine, Chevy Chase, MD

Federative Committee on Anatomical Terminology (FCAT), 1998. Terminologia Anatomica: International Anatomical Terminology. Thieme, Stuttgart, New York.

Findley T.W., R. Schleip, 2007. Fascia Research: Basic Science and Implications for Conventional and Complementary Health Care. Elsevier Urban & Fischer, Munich.

Fourie WJ. Et al., 2012. Surgery and scarring in: Schleip, Findley TW, Chaitow L, Huijing PA. (eds-fascia): The tensional network of the human body. Churchill Livingston Elvisier, Edinburg.

Freyer G. 2013: The history of of muscle energy technique. In: Chaitow L (ed) Muscle energy technique, 4th edn. Churchill Livingstone, Edinburgh.

Freywe G, Fossum C 2010. Therapeutic mechanisms underlying muscle energy approaches. In: Fernandèz-de las-Pènas, C et al (eds) tenand management. Jonas and Bartlett, Sudbury, MA, pp 221-229.

Franke H. et al., 2013. The history of MET. In: Muscle Energy Technique history-model-research.

Gerlach U.J., Lierse W., 1990. Functional construction of the superficial and deep fascia system of the lower limb in man. Acta. Anat. 139 (1), 11–25.

Havas E et Al. 1997 Lymph flow dynamics in exercising human skeletal muscle as detected by scintography. J Physiol 504:233-239

Huijing P, 1992. “Mechanical muscle models” in P.V. Komi, “Strenght and Power in sports” (p.145).

Huijing P.A., 2009. Epimuscular myofascial force transmission: a historical review and implications for new research. International Society of Biomechanics Muybridge Award Lecture, Taipei. Journal of Biomechanics 42, 9–21.

Huijing P.A., Yaman, A., Ozturk, C., Yucesoy, C.A., 2011. Effects of knee joint angle on global and local strains within human triceps surae muscle: MRI analysis indicating in vivo myofascial force transmission between synergistic muscles. Surgical and Radiologic Anatomy 33, 869–879.

Huijing P.A., 2002, Jaspers R.T., 2005.Adaptation of muscle size and myofascial force transmission: a review and some new experimental results. Scand. J. Med. Sci. Sports 15 (6), 349–380.

Huijing PA, 1999. Intra-, extra- and intermuscular myofascial force transmision of synergists and antagonists: effects of muscle length as well as relative position. J Mech Med Biol 02:405–19.

Huijing PA. (eds-fascia): The tensional network of the human body. Churchill Livingston Elvisier, Edinburg

Janda V., 1964. Movement patterns in pelvic and thigh region with special reference to pathogenesis of vertebrogenic disturbances. Thesis. Charles University, Prague.

Klingler W., 2012, Temperature effecys on the fascia in: Schleip, Findley TW, Chaitow L,

Krause Frieder, Wilke Jan, Vogt Lutz and Banzer, 2016. Winfried review article "Intermuscular force transmission along myofascial chains: a systematic review", Department of Sports Medicine, Goethe University, Frankfurt/Main, Germany, J. Anat. 228, pp910-918

Maas H, Sandercock T., 2010. Force transmission between synergistic skeletal muscles through connective tissue linkages. J Biomed Biotechnol.

Milliken K 2003 The effects of muscle energy technique on psoas major length. Unpublished Most Thesis. Unitec new zeland, Auckland, New Zeland.

Myers TW., 2001. Anatomy trains. Churchill Livingstone. Edimburg.

Myers TW., 2009. Anatomy trains: myofascial meridians for manual and movement therapists. 2nd ed. Churchill Livingstone. New York.

Nash L.G., Phillips M.N., Nicholson H., Barnett R., Zhang M., 2004. Skin ligaments: regional distribution and variation in morphology. Clin. Anat. 17 (4), 287–293.

Paoletti S., 2006. The fasciae: Anatomy, dysfunction & treatment. Eastland Press, Seattle, WA.

Ross M, Pawlina W., 2011. Histology: A text and atlas (6th ed.). Lippincott Williams & Wilkins, Philadelphia.

Paoletti S., 2004. Le fasce. Il ruolo dei tessuti nella meccanica umana. E.S.O.M.M. Edi. Bo. Catania. PP. 175-191.

Purslow P.P., 2010. Muscle fascia and force transmission. Journal of Bodywork and Movement Therapies 14, 411–417.

Reid D, McNair P 2004 Passive force, angle, and stiffness changes after streching of hamstring muscles. Med Sci Sport Exercise 36: 1944-1948.

Schleip R., Findley TW., Chaitow L., Huijing PA., (Eds.) 2012. Fascia: the tensional network of the human body. Churchill Livingstone Elsevier, Edinburgh.

Smeulders M.J., Kreulen M., 2007. Myofascial force transmission and tendon transfer for patients suffering from spastic paresis: a review and some new observations. Journal of Electromyography Kinesiology 17, 644–656.

Stecco A. et all., 2013. The anatomical and functional relation between gluteus maximus and fascia lata. Journal of Bodywork & Movement Therapies (2013) 17, 512e517.

Stecco A., Gilliar W., Brad S., Stecco C., 2013. The anatomical and functional relation between gluteus maximus and fascia lata. J. Bodywork Mov. Ther. 17 (4), 512–517.

Stecco C., 2015. Functional Atlas of the Human Fascial System. Elsevier Ltd. Edinburgh.

Stecco L., 1990. Il dolore e le sequenze neuro-miofasciali. IPSA ed, Palermo.

Stecco L., 2015. Atlante di Fisiologia della Fascia Muscolare. Piccin. Padova.

Standring S, (Ed.) 2008. Gray's anatomy: the anatomical basis of clinical practice (40th ed.). Churchill Livingstone, Edinburgh.

Stedman G., 1995. Stedman's Medical Dictionary, ed. 26. Williams & Wilkins. Baltimore. p. 628.

Struyf-Denis G., 1982. Les Chaines musculaires et articulaires. Editions S.B.O. & R.T.M. Charleroi. Belgio.

Tidball JG., 1991. Force transmission across muscle cell membranes. J Biomech;24 (Suppl 1):43–52.

Vleeming A., Pool-Goudzwaard A.L., Stoeckart R., Wingerden J.P., Snijders C.J., 1995. The posterior layer of the thoracolumbar fascia. Its function in load transfer from spine to legs. Spine (Phila Pa 1976.) 20, 753–758.

Wendell-Smith CP., 1998. Fascia: an illustrative problem in international terminology. Surgical and Radiologic Anatomy 19(5): 273-277.

Wilke J., Niederer D., Vogt L. & Banzer W., 2016. Remote effects of lower limb stretching: preliminary evidence for myofascial connectivity? Journal of Sports Sciences.

Wilke J., 2016. Myofascial chains revisited: a review of several suggested force transmission lines from an evidence-oriented perspective with special focus on low back stability. Goethe University Frankfurt/Main, Dept. of Sports Medicine, Frankfurt am Main, Germany.

Wilke J, Krause F, Vogt L, et al., 2016. What is evidence-based about myofascial chains: a systematic review. Arch Phys Med Rehabil; 97:454–61.

Yucesoy C.A., 2010. Epimuscular myofascial force transmission implies novel principles for muscular mechanics. Exercise and Sport Sciences Reviews 38, 128–134.

Zügel M., Maganaris CN., Wilke J. et Al., 2018. Fascial tissue research in sports medicine: from molecules to tissue adaptation, injury and diagnostics. Br J Sports Med.

13.ALLEGATI

13.1 DALL'UNITA' MOTORIA ALL'UNITA' MIOFASCIALE

L'unità motoria è formata da un singolo motoneurone, che va al fuso neuro-muscolare collegato a diverse fibre muscolari. Le fibre muscolari di un'unità motoria si contraggono tutto o nulla. In ogni muscolo ci sono diverse unità motorie; ad esempio nel soleo ci sono 500 fusi neuromuscolari e quindi 500 unità motorie. In ogni unità motoria ci sono circa 10 mionemi. Ogni mionema o fascio primario è formato da circa 10 fibre muscolari avvolte nell'endomisio. Su ogni fibra muscolare si getta un assone alfa, che termina con la placca motoria o giunzione neuromuscolare. Se ogni unità motoria fosse controllata dal cervello singolarmente, la gestione del gesto motorio da parte del sistema nervoso centrale risulterebbe estremamente complessa. A facilitare il compito del cervello intervengono i fusi neuromuscolari e la loro interazione con il perimisio, cioè con la fascia.

Ogni unità mio fasciale è formata da 4 componenti:
- componente motoria nervosa: fibre alfa e gamma dei fusi neuromuscolari collegati con una specifica radice nervosa ipsodirezionale
- componente coordinate fasciale: la fascia, collegata alle unità motorie ipsodirezionali, che regola l'intervento dei fusi neuromuscolari e degli organio tendinei in base ai gradi articolari;
- componente meccanica muscolare: fibre muscolari extrafusali che attuano lo spostamento di uno specifico segmento verso una direzione;
- componente percettiva articolare: recettori impiantati nella fascia, collegata ai legamenti e alla capsula articolare, che vengono stirati durante lo spostamento in una specifica direzione

Ogni segmento corporeo è costituito da sei unità miofasciali, le quali provvedono al suo spostamento o alla sua stabilizzazione nei tre piani spaziali (sagittale, frontale, orizzontale).

I fusi muscolari sono piccoli organi sensoriali presenti all'interno del muscolo striato. Essi sono racchiusi in capsule costituite da epimisio e in continuità con il perimisio, e presentano una componente motoria e una sensitiva: la componente motoria è costituita da diverse fibre muscolari piccole e specializzate, chiamate fibre intrafusali, localizzate in entrambi gli estremi del fuso. La contrazione di queste fibre è determinata da motoneuroni gamma efferenti. Le fibre

extrafusali sono, invece, innervate dai motoneuroni alfa, insieme ai quali vanno a formare le unità motorie. I motoneuroni gamma risultano il 31% delle fibre motorie che raggiungono i muscoli, e alta percentuale dimostra l'importanza del ruolo dei fusi muscolari. La componente sensoriale è localizzata al centro del fuso, laddove sono presenti terminazioni nervose specializzate che si differenziano in base alla loro disposizione in terminazioni anulospirali (per la loro diposizione a spirale) e le terminazioni a fiorami. Le terminazioni anulospirali (Ia) registrano informazioni riguardo la lunghezza e la velocità di contrazione muscolare, mentre le terminazioni a fiorami (II) ricevono informazioni sulla lunghezza muscolare anche quando il muscolo è a riposo.
Dunque all'interno del fuso muscolare riscontriamo fibre intrafusali e fibre nervose suddivise in fibre afferenti (IA e IIA) e fibre efferenti (motoneuroni alfa). Le fibre nervose Ia sono anche detto „dinamiche" si trovano nelle terminazioni anulospirali; più grandi, più mielinizzate, più veloci; mentre le fibre nervose II sono chiamate „statiche" e si trovano nelle terminazioni a fiorami; meno veloci.
Quindi il fuso muscolare è un propriocettore. Lo stimolo che viene trasdotto è la lunghezza del muscolo ovvero lo stato di allungamento del muscolo. Dunque il fuso neuromuscolare è sensibile allo stiramento del muscolo. Nel suo complesso il fuso muscolare è sensibile nel descrivermi al dettaglio la variazione di lunghezza del muscolo:

10. risponde alla velocità con cui il muscolo si allunga
11. risponde all'accelerazione con cui varia la velocità con la quale il muscolo si allunga (rapidissimo adattamento)
12. risponde solo alla lunghezza

Se sottoponiamo un muscolo ad allungamento si innesca un meccanismo che parte dal corno posteriore del midollo spinale, dal quale ha origine un motoneurone alfa che stimola la contrazione della fibra muscolare. Allo stesso momento, una fibra Ia afferente effettua una sinapsi nel corno posteriore del midollo spinale stimolando gli interneuroni inibitori, i quali vanno a deprimere i motoneuroni alfa dando luogo a un servomeccanismo con l'obiettivo di mantenere un corretto tono muscolare. Per tono muscolare intendiamo una contrazione parziale e continua nel muscolo, o la resistenza muscolare all'allungamento passivo durante lo stato di riposo. Il tono muscolare ha un ruolo nel mantenimento della postura e diminuisce durante la fase REM del sonno (O'Sullivan 2007).

Il fuso muscolare è disposto in parallelo alle fibre muscolari. Quando c'è contrazione il fuso

neuromuscolare si raggrinza. Intervengono i motoneuroni alfa con la coattivazione insieme ai motoneuroni alfa che innervano le fibre extrafusali causando la contrazione. I motoneuroni alfa arrivano solo alle due estremità delle fibre intrafusali dove ci sono i sarcomeri, questi ultimi si contraggono e permettono il mantenimento dello stiramento nella zona centrale del fuso neuromuscolare, in questo modo è possibile percepire un allungamento anche quando ho il muscolo è contratto. Tutto ciò fa partire una risposta riflessa che ha un ruolo posturale cioè di mantenimento della posizione dei vari segmenti corporei nello spazio.

Considerando la relazione tra fusi muscolari e la fascia, l'importanza della fascia diventa particolarmente evidente per quanto riguarda la sua influenza sulla coordinazione motoria periferica. Von Düring and Andres (1994) attraverso i loro studi sull'evoluzione del sistema locomotorio furono in grado di affermare la presenza di una forte connessione tra fusi muscolari e fascia. Basandoci su queste informazioni, possiamo dunque considerare non solo cellule fusali motorie, ma anche cellule fusali fasciali. Attraverso tale connessione è evidente che ogni volta che la fascia profonda è sottoposta a un allungamento questo genera una stimolazione dei fusi muscolari connessi alla fascia.

Questo determina la contrazione riflessa dei fasci muscolari extrafusali e può spiegare il meccanismo di coattivazione di differenti unità motorie nei vari segmenti corporei. Se la fascia epimisiale è sottoposta ad un forte allungamento è possibile che i fusi muscolari ad essa connessi possano assumere una condizione di stiramento cronico e sovrattivazione.

L'origine e l'inserzione dei muscoli sulla fascia aponevrotica viene riportata nei testi di anatomia senza metterla in relazione alla fisiologia motoria. La fascia aponevrotica ha al suo interno fibre longitudinali che, scorrendo in parte sopra la fascia epimisiale collegano le forze muscolari prossimali con quelle distali. Questo collegamento serve per attivare i fusi neuromuscolari: "Le terminazioni primarie dei fusi sono molto sensibili all'allungamento muscolare ed evocano potenziali eccitatori postsinaptici nei motoneuroni alfa non appena lo stiramento ha inizio (riflesso monosinaptico da stiramento). La veloce crescita dell'eccitazione fa scaricare i motoneuroni a frequenza proporzionale alla velocità. Ciò induce la rapida sommazione delle scosse muscolari e un pronto innalzarsi della forza" (Baldissera F, 1996).
Il riflesso monosinaptico è chiamato così in quanto è trasmesso attraverso una sola sinapsi. Lo stiramento attivo o passivo del muscolo coinvolge i recettori a fiorami e anulospirali dei fusi neuromuscolari, la cui afferenza, arrivata al midollo, chiude il circuito che arriva alle fibre

motorie alfa.
Il riflesso di stiramento recluta le unità miofasciali:
durante lo sforzo attivo parte dal cervello un impulso che attiva tramite il circuito alfa-gamma, alcune unità motorie. Con l'aumentare dello sforzo, tramite il riflesso miotatico, si attivano le unità miofasciali unidirezionali. Se lo stiramento varia di intensità, allora si ha un diverso reclutamento muscolare;
durante lo stiramento passivo, ad esempio quando il braccio flesso viene stirato all'improvviso da una forza esterna, allora lo stiramento di tutta la fascia aponevrotica anteriore dell'arto superiore determina l'attivazione, tramite il riflesso miotatico, delle unità miofasciali di ante-carpo, ante-cubito, ante-omero. Questo automatismo è presente anche se c'è una lesione del midollo spinale, in quanto il movimento è regolato dai fusi neuromuscolari tramite il solo circuito alfa.
Dunque lo stiramento lungo la sequenza fasciale, determina non solo l'attivazione delle unità motorie, ma anche dei recettori ivi inseriti. Questa attivazione facilita la propriocezione di una specifica direzione. Quindi lo stiramento della fascia aponevrotica non ha solo la funzione di sincronizzare la forza delle unità miofasciali ipsidirezionali, ma serve anche ad inviare al cervello un'afferenza propriocettiva già codificata per una direzione. In tutte le unità miofasciali troviamo muscoli biarticolari e muscoli monoarticolari, la funzione dei primi è quella di regolare la posizione del segmento corporeo prossimale con quella del segmento distale, la funzione dei secondi è quella di sviluppare la forza dell'unità miofasciale a cui appartengono. La contrazione dei muscoli biarticolari è in prevalenza regolata dagli organi muscolo tendinei del golgi, mentre i muscoli mono articolari sono influenzati in maniera minore da questoi organi.
Questa situazione di tensionamento passivo della fascia può determinare squilibri muscolari che vanno ad agire negativamente sul funzionamento articolare creando sovraccarichi meccanici anomali a livello delle articolazioni portando a limitazione articolare associata a dolore. La fascia epimisiale può, dunque, decretarsi la struttura che supporta il meccanismo propriocettivo periferico, i disordini strutturali relativi alla fascia possono distorcere le informazioni afferenti inviate dai fusi muscolari al sistema nervoso centrale e in questo modo interferire sulla coordinazione del movimento. In particolare, le fibre afferenti primarie (Ia) risultano così sensibili tanto che ogni più fine variazione registrata a livello del perimisio potrebbe cambiare la loro frequenza di scarica.
I contenuti sono stati ricavati dal libro di Stecco L. "Atlante di Fisiologia della Fascia Muscolare", 2015

13.2 MUSCOLAR ENERGY TECHNIQUE: MECCANISMI FASCIALI E DI ALTRA NATURA

Freyer (2013) ha riassunto i principali elementi che potrebbero essere alla base dell'efficacia della MET:

- *Inibizione muscolare riflessa:* Anche se alcuni studi sostengono la teoria secondo la quale il rilassamento muscolare avviene in seguito a contrazione isometriche, sembra che si verifichi solamente un breve effetto di "rilassamento post isometrico". Altri studi dimostrano che l'attività muscolare registrata elettromiograficamente in seguito a contrazioni isometriche risulta aumentata anziché diminuita. Sembra quindi probabile che l'aumento dell'estensibilità sia dovuto ad altri fattori, quali modificazioni viscoelastiche o aumentata tolleranza all'allungamento.
- *Modificazione delle proprietà viscoelastiche o muscolari:* evidenze scientifiche sostengono che l'aggiunta di una contrazione isometrica aumenti l'effetto dello stretching passivo, interessando probabilmente le componenti elastiche disposte in serie e in parallelo dei sarcomeri. Questi cambiamenti a livello dei sarcomeri avvengono le fasi attive e passive della MET, contribuendo all'allungamento muscolare e all'incremento del range muscolare. (Milliken 2003)
- *Isteresi:* Per isteresi si intende la proprietà elastica della fascia che è resa possibile dall'abilità di questi tessuti di accumulare parte dell'energia meccanica a essi applicata. Una volta rimosso il carico questi tessuti sono in grado di riutilizzare tale energia per ritornare alla forma e dimensione originale. Questo processo potrebbe essere coinvolto nei cambiamenti dell'elasticità, in particolare nei soggetti più giovani. (Reid e McNair 2004). Nonostante la modificazione viscoelastica non possa essere esclusa quale fattore contribuente all'aumento dell'estensibilità tissutale, occorrono più ricerche per chiarire il suo ruolo in questo processo.
- *Modificazioni della tolleranza all'allungamento:* sebbene non vi siano sufficienti evidenze, alcuni studi hanno dimostrato che in seguito all'applicazione della MET, si verifica una maggiore capacità dell'aumento tissutale, dovuta a un aumento della tolleranza alla forza di allungamento muscolare.
- Fryer e Fossum (2010) suggeriscono che la MET stimoli i meccanocettori che inducono

reazioni di inibizione del dolore, attraverso vie nocicettive sia ascendenti che discendenti. In aggiunta, la MET induce uno stretching meccanico dei fibroblasti che incrementa il flusso sanguigno locale e inoltre altera la pressione osmotica interstiziale, riducendo la contrazione delle citochine pro-infammiatorie e contribuendo alla desensibilizzazione dei nocicettori. (Havas et Al. 1997)

13.3 SCHEDA INFORMATIVA

COS'É IL PROGETTO "STUDIO SPERIMENTALE SULLE RELAZIONI FUNZIONALI MIOFASCIALI CHE INTERCORRONO TRA FASCIA TORACO-LOMBARE E ZONA GLUTEA: CATENA SPIRALE POSTERIORE"

Il progetto prevede la rilevazione di specifici angoli articolari nel corso di alcuni test tra cui:

- rotazione sul piano trasversale di tronco in condizione neutra;
- rotazione sul piano trasversale di tronco durante attivazione muscolare
- rotazione sul piano trasversale di tronco a seguito di un trattamento di allungamento muscolare.

Lo studio si propone come obiettivo quello di indagare una connessione funzionale tra diverse zone del nostro corpo, in particolare la zona toraco-lombare e la zona glutea.

L'intero protocollo di rilevazione durerà circa venti minuti; non espone il soggetto a rischi.

INFORMATIVA PRIVACY

Natura del conferimento
Il sottoscritto dichiara di conoscere che il conferimento dei propri dati personali(in particolare dei dati raccolti tramite il presente modulo, le informazioni registrate durante la sperimentazione e/o elaborati successivamente) ha natura obbligatoria. Pertanto l'eventuale rifiuto di conferire i suddetti dati comporta l'impossibilità di partecipare alla sperimentazione.

La informiamo, ai sensi del D.Lgs. 196/03, che il trattamento dei Suoi dati è finalizzato unicamente alle attività previste dal Progetto Sperimentale e che i Suoi dati non saranno trasferiti ad alcun soggetto esterno all'esecuzione del programma stesso.
Per trattamento dei dati personali si intende qualunque operazione in qualsiasi modo effettuata concernente raccolta, registrazione, organizzazione, conservazione, consultazione, elaborazione, modificazione, selezione, estrazione, raffronto, utilizzo, interconnessione, blocco, comunicazione, diffusione, cancellazione e distruzione di dati anche se non registrati in una banca dati.

Il sottoscritto dichiara altrsì di autorizzare lo Spine Center alla comunicazione, diffusione dei dati elaborati ad altri soggetti pubblici o privati
● per eventuali a carattere divulgativo promossi dalla struttura per finalità di ricerca;
● per la pubblicazione dei dati su riviste scientifiche;
● per fini formativi o di divulgazione scientifica;
● nell'ambito di progetti con strutture convenzionate o che collaborano alle attività di ricerca(es: fondazioni, associazioni, Atenei, ecc.)
I dati personali eventualmente forniti per le finalità sopra indicate sono trattati con procedure anche informatizzate, nel pieno rispetto della normativa vigente in materia di tutela dei dati personali.

Il Responsabile per il trattamento dei Suoi dati personali, è “Spine Center”, via della Liberazione 5, 40128, Bologna.

In relazione al trattamento dei dati personali, Lei potrà direttamente, in ogni momento, esercitare i diritti di cui all’art. 7 (come, ad esempio, l’aggiornamento, l’integrazione, la rettifica, la cancellazione dei dati) contattando il responsabile del trattamento dei dati sopraindicato.

Dopo aver letto le informazioni sopra riportate, compresa l’informativa privacy, il sottoscritto_____

___ nato/a a _____ il _____acconsente al trattamento dati, confermando la propria partecipazione al percorso.

Data ___/____/____

Firma _____