



UNIVERSITÀ DEGLI STUDI
DI GENOVA



Università degli Studi di Genova

Facoltà di Medicina e Chirurgia

Master in Riabilitazione dei Disordini Muscoloscheletrici

A.A. 2010/2011

Campus Universitario di Savona

**Elettromiografia di Superficie e analisi di task
motori della spalla:**

**Effetti della correzione del tilt scapolare sugli
esercizi per il rinforzo della Cuffia dei
Rotatori**

Candidato:

Marco Venditti

Relatore:

Dott. Manolo Migliorini

INDICE

<u>Elettromiografia di Superficie e analisi di task motori della spalla: Effetti della correzione del tilt scapolare sugli esercizi per il rinforzo della Cuffia dei Rotatori.....</u>	<u>3</u>
<u>1. Abstract.....</u>	<u>3</u>
<u>2. Introduzione.....</u>	<u>4</u>
<u>1. Materiale metodi.....</u>	<u>9</u>
. Soggetti.....	9
3.2. Elettromiografia.....	10
3.3.Procedura sperimentale.....	11
3.4. Analisi dati.....	12
4. Risultati.....	13
<u>5. Discussione.....</u>	<u>23</u>
6. Conclusioni.....	33

Elettromiografia di Superficie e analisi di task motori della spalla: Effetti della correzione del tilt scapolare sugli esercizi per il rinforzo della Cuffia dei Rotatori

1. Abstract

Obiettivi. Identificare un indice di variazione dell'attività della muscolatura periscapolare durante un'extrarotazione isometrica a vari gradi di abduzione dopo correzione di aumentato tilt scapolare.

Design. Analisi sEMG in soggetti con varie disfunzioni GH accumulate da un aumento del tilt scapolare.

Background. sEMG della muscolatura scapolare hanno rivelato una stretta correlazione tra alterazioni del pattern di attivazione e varie patologie GH, come l'instabilità ed l'impingement.

Metodi. 4 soggetti, praticanti sport overhead o che svolgono mansioni lavorative con alti livelli di impegno per l'arto superiore, asintomatici al momento della valutazione, ma che presentano un evidente tilt anteriore di scapola o modesta instabilità della GH. Analisi dell'attività EMG su Trapezio Superiore, Medio, Inferiore e Gran Dentato durante extrarotazione isometrica a 0°, 45° e 90° di abduzione GH prima e dopo riduzione del tilt anteriore della scapola mediante l'utilizzo di un taping.

Risultati. Risultati scarsamente significativi nelle prove eseguite a 0° e 45° di abduzione GH, dove la riduzione del tilt anteriore determina variazioni poco apprezzabili dell'attività muscolare. A 90° di abduzione riduzione significativa dell'attività del trapezio medio ed inferiore in seguito a riduzione del tilt scapolare.

Conclusioni. La riduzione del tilt scapolare ha effetti sulla muscolatura periscapolare, ed è stato possibile individuare un indice che si modifica in maniera costante in soggetti caratterizzati da instabilità multi direzionale. In futuro sarà necessario allargare l'indagine ad un campione più ampio ed omogeneo includendo nell'analisi altri muscoli come il gran pettorale ed i romboidi.

2. Introduzione

Un' alta incidenza di problematiche alla spalla è riportata principalmente negli atleti e nei lavoratori che sottopongono l'arto superiore a movimenti ripetuti overhead.^{48,51}

Fra le articolazioni del corpo umano, l'articolazione della spalla è quella dotata di maggior mobilità al fine di consentire all'arto superiore di realizzare una moltitudine di compiti motori.^{66,75,91}

In condizioni fisiologiche stabilità e mobilità sono garantite da un perfetto controllo della muscolatura, finalizzato a mantenere la testa omerale perfettamente centrata all'interno della fossa glenoidea.^{48,64}

I muscoli Sottoscapolare(SUB), Sovraspinato(SUP), Sottospinato(INF) e Piccolo Rotondo(TM), ovvero la Cuffia dei Rotatori(RC), ricoprono il ruolo di principali stabilizzatori dinamici dell'articolazione Gleno-omeroale (GH).^{13,76}

La forza compressiva esercitata dalla RC limita le traslazioni della testa omerale prodotte dall'azione dei gruppi muscolari afferenti alla spalla.

Tuttavia in presenza di condizioni meccaniche svantaggiose (intrinseche e non), possono generare vettori di forza che tendono a renderla instabile. Col tempo e la reiterazione del gesto si possono sviluppare varie problematiche, prima fra tutte l'impingement.⁵⁶

Proprio per questo ruolo cruciale nella stabilizzazione dinamica dell'articolazione della spalla, esercizi di rinforzo indirizzati verso questo gruppo muscolare sono spesso inseriti all'interno dei programmi riabilitativi.^{15,28,35}

L'attenzione si rivolge spesso verso un rinforzo selettivo degli extrarotatori, in primis Sovraspinato, Sotto-spinato e Piccolo Rotondo.^{50,11,7,12,29}

Se dal punto di vista biomeccanico è indubbio quanto sia fondamentale il ruolo ricoperto dalla scapola (considerando l'origine anatomica dei muscoli afferenti) nella gestione della GH, un suo corretto posizionamento risulta assolutamente decisivo affinché i muscoli della RC possano svolgere in maniera ottimale la loro funzione di centraggio della testa omerale all'interno della glena.⁶⁵

Un corretto posizionamento dipenderà da una buona funzionalità della muscolatura che stabilizza la scapola stessa, in primis del dentato anteriore e del trapezio, ma anche degli altri muscoli del quadrante superiore.

I movimenti scapolo-toracici sono stati studiati per la prima volta da Inman & co.(1944)³² durante un movimento di elevazione sul piano coronale in soggetti asintomatici. Gli studi successivi si sono concentrati soprattutto sulla relazione tra posizione scapolare e condizioni

come l'impingement e l'instabilità essendo queste le condizioni che più frequentemente ci troviamo di fronte.

La conoscenza della mobilità scapolo toracica è considerata essenziale per creare strategie preventive in soggetti asintomatici così come nell'impostare un trattamento in soggetti con disordini di vario tipo.

Le alterazioni che possiamo trovarci di fronte sono numerose: da un' incremento o diminuzione del tilt posteriore, incremento o diminuzione dell' upward rotation, un' aumento della traslazione superiore o della rotazione interna.

Manca un'opinione comune su quale dovrebbe essere la posizione della scapola ed i suoi gradi di movimento. Per quanto concerne la rotazione interna i 3 studi analizzati nella revisione di Struyf et al⁸² (23,51,63) riportano una rotazione interna approssimativamente di 35°. Per quanto riguarda il tilt anteriore si va dai 2°²³ ai 16°⁶³.

È condiviso da molti studi il fatto che durante l'elevazione dell'arto superiore la scapola compia un up-ward rotation, una rotazione esterna ed un movimento di tilt posteriore, in particolar modo oltrepassati i 90° di elevazione GH.^{32,23,51,57,85}

Non da tutti è condivisa la presenza di una setting phase, tra coloro che ne rifiutano l'esistenza^{82,51} ed altri che parlano, al contrario, di una down-ward rotation nelle prime fasi dell'elevazione dovuta al peso dell'arto e alla risultante delle forze muscolari in gioco. La scapola compierebbe questa iniziale down-ward per arrivare a una condizione di allungamento muscolare ideale ed eseguire quindi il movimento.

Oltre a tale variabilità va poi evidenziato come le differenze ritrovate tra spalle sane e con disordini siano nell'ordine di pochi gradi e non è ancora del tutto chiaro quanto tali differenze abbiano una reale rilevanza clinica.

Dunque è difficile individuare quei pazienti in cui la disfunzione scapolare sia rilevante.

Come dimostrato da Konrad⁴¹ una modificazione della rotazione scapolare inferiore ai 10° sarebbe già sufficiente a modificare la linea d'azione della muscolatura toraco-omeroale determinando soprattutto intorno ai 60° di abduzione un vettore di forza notevolmente più anteriore.

Appare dunque chiaro come un esercizio mirato al rinforzo dei muscoli della cuffia che non tenga conto di tutte le strutture della GH trovi un riscontro limitato nella pratica clinica e spesso non sia sufficiente a determinare una buona riuscita dell'intervento terapeutico.

Già Kibler & co.³⁹ misurarono come si modifica il dolore e la forza durante un'elevazione isometrica di spalla sul piano scapolare con la scapola nella sua posizione naturale e portandola

manualmente in retrazione in un gruppo di 20 soggetti con disordini GH confrontato con un gruppo controllo di 10 soggetti asintomatici.

Riportano un aumento della forza durante l'elevazione quando il movimento viene eseguito correggendo manualmente la posizione della scapola rispetto a quando il movimento è eseguito con la scapola nella sua posizione originale.

Tuttavia altri studi sostengono che una retrazione attiva della scapola provochi una diminuzione della forza durante l'elevazione della spalla sul piano scapolare.⁸⁰

Il test eseguito da Kibler è stato dunque modificato da Tate e Kandura⁸³ che hanno messo in evidenza come varia la sintomatologia in un gruppo di atleti overhead, enfatizzando il tilt posteriore e la rotazione esterna della scapola senza arrivare ad una retrazione massimale .

Tale manovra è stata denominata Scapula Reposition Test. L'analisi condotta da Tate ha generato risultati interessanti anche se il loro valore è limitato dalla scarsa omogeneità delle condizioni disfunzionali dei soggetti presi in analisi.

Riportano in un terzo dei soggetti un aumento della forza durante il movimento di elevazione giustificato dal fatto che il riposizionamento della scapola pone il deltoide ed il sovra-spinato in una posizione di accorciamento più vicina alla lunghezza di lavoro ottimale.

Ma la posizione della scapola influenza il comportamento anche di altri muscoli che non si inseriscono direttamente su di essa, come il gran pettorale ed il gran dorsale.

Il gran pettorale è infatti dopo il sottoscapolare il principale intrarotatore della GH ^{17,70} ed appare dunque chiaro come una sua attivazione durante un compito di extrarotazione (oggetto del nostro studio) determini effetti non desiderati.

Durante l'indagine abbiamo notato tale elemento in soggetti con instabilità GH ed un'aumento del tilt scapolare, dunque in una prima fase ci siamo proposti di osservarne il comportamento ma a causa di riferimenti-limiti tecnici si è deciso di non considerare tale indagine emg affidabile.

In generale tale condizione infatti si accompagna ad un cattivo controllo del timing di attivazione muscolare che determina un deficit di adattamento dell'articolazione in risposta alle perturbazioni esterne .^{25,58,44}

In conseguenza di ciò diventa essenziale capire quali siano le attivazioni muscolari atipiche al fine di comprendere la patomeccanica dell'instabilità glenomerale e strutturare un corretto piano di trattamento per le condizioni di instabilità.⁶

La più frequente tra queste condizioni è l'instabilità multi direzionale (MDI).

Si caratterizza per una sublussazione/lussazione della GH in più di una direzione con conseguente perdita della solidità capsulare e ricorrenti episodi di dolore ed instabilità, particolarmente in posizioni midrange ^{3,5,9,77}.

I movimenti midrange richiedono un'attivazione molto precisa dei muscoli della cuffia dei rotatori più che nelle posizioni end-range, dove la stabilità è garantita maggiormente dalle strutture capsulo-legamentose^{10,33,52,62}.

La correlazione tra instabilità ed attivazioni muscolari è stata già osservata in vari studi^{6,21,34,50,51,75}, ognuno dei quali ha mostrato livelli anormali di attivazione in vari muscoli.

In particolare per quanto riguarda l MDI Morris et Al⁶⁰ sono andati a investigare sei diversi muscoli trovando alterazioni nell'attivazione dei tre fasci del deltoide, ma non differenze nell'attivazione dei muscoli della cuffia.

Secondo Barden et Al⁶ soggetti con MDI sono incapaci di sfruttare la propriocezione dinamica per ottenere un controllo ottimale dell'arto rispetto ai soggetti sani. Pare infatti che l'eccessiva lassità capsulare caratteristica dei pazienti con MDI determini una diminuzione del grado di tensionamento dei legamenti GH che circondano la capsula il che porterebbe ad un deficit di afferenze propriocettive dalla spalla.

Tale deficit sarebbe alla base delle attivazioni muscolari atipiche che compaiono nei soggetti MDI.

Da non dimenticare come sia di vitale importanza la percentuale di attivazione ma soprattutto il timing di attivazione muscolare.

Oltre a differenze di attivazione per il sovra-spinato, sotto-spinato e deltoide posteriore nei soggetti con MDI⁶ sono state osservate anche alterazioni nell'attivazione del trapezio superiore e del trapezio inferiore, con sbilanciamento del rapporto tra questi due muscoli che rappresenta un elemento essenziale per un buon funzionamento della GH⁸⁰.

Anche l'azione di altri muscoli, come il gran pettorale, risentirebbe di tale condizione, con un prolungamento del tempo di attivazione durante movimenti di flessione/estensione così come di intra/extrarotazione⁶ e la genesi di vettori di forza anteriori che contribuirebbero ulteriormente al meccanismo dell'instabilità.

Nostro fine sarà dunque indagare come vari l'attivazione dei muscoli periscapolari sottoponibili ad indagine elettromiografica di superficie (sEMG), durante una extrarotazione isometrica a vari gradi di abduzione prima e dopo aver corretto la posizione di partenza della scapola. Considerando come questo esercizio sia comunemente utilizzato durante la riabilitazione di numerose patologie della GH è importante capire quali muscoli e come si attivino al fine di strutturare un esercizio terapeutico che tenendo conto di tali fattori sia mirato ad un riequilibrio delle forze muscolari in gioco .

A tale scopo è stato utilizzato un tape specificatamente applicato in modo da correggere la rest position, allineando così il bordo mediale alla colonna e diminuendo il tilt posteriore.

Obiettivo di questo lavoro è trovare un robusto indice di riferimento che ci permetta di indagare in maniera più mirata gli effetti legati ad una riduzione del tilt scapolare sul timing e l'entità di attivazione della muscolatura peri-scapolare. L'analisi sEMG è sembrato il mezzo migliore per svolgere tale indagine data la sua relativa facilità di utilizzo in confronto a più complessi sistemi di analisi del movimento, nonostante i limiti che caratterizzano questa metodica. Anche la scelta di un movimento isometrico è mirata a limitare il più possibile quei fattori che potrebbero influenzare la raccolta dati, concentrandosi così sulla ricerca di un indice che permetta di identificare quella classe di soggetti in cui la riduzione del tilt scapolare abbia maggior rilevanza. L'aver selezionato un campione poco omogeneo non è casuale, ma legato alla volontà di osservare cosa accada su una gamma più vasta di disfunzioni GH.

1. Materiale metodi

3.1 . Soggetti

Sono stati presi in esame 4 soggetti, 3 donne ed un uomo, di età compresa tra i 21 e i 43 anni ($35,5 \pm 16,7$) e con BMI compreso tra 20,8 e 29,9 ($25,5 \pm 6,5$), praticanti sport overhead o che svolgono mansioni lavorative con alti livelli di impegno per l'arto superiore, asintomatici al momento della valutazione, ma che presentano un evidente tilt anteriore di scapola (è considerato normale un tilt in rest position tra i $2^{\circ 23}$ e $16^{\circ 63}$) o modesta instabilità della GH.

È stata eseguita un'attenta valutazione clinica al fine di escludere instabilità severe (anteriore o SLAP).

Dopo aver svolto un'accurata raccolta anamnestica volta a rilevare se la spalla fosse la reale origine del dolore e ad escludere eventuali red flags, si è passati all'esame obiettivo che si estrinseca nei seguenti punti:

- ispezione, atta a valutare la conformazione della spalla e lo stato della muscolatura;
- palpazione, al fine di individuare la sede dei punti eventualmente dolorosi o i frequenti crepitii articolari;
- mobilità, osservando la libertà di movimento su tutti i piani dello spazio e valutando durante l'arco di movimento il rapporto tra mobilità GH e scapolo-toracica;
 - -test funzionali attivi (abduzione bilaterale attiva, toccare la schiena con la mano, toccare la testa/schiena in elevazione ed extrarotazione, adduzione orizzontale, extrarotazione bilaterale, riproduzione dell'eventuale gesto doloroso, test muscolari scapolari);
 - -test passivi (abduzione/elevazione completa, abduzione gleno omerale a 90° , extrarotazione, intrarotazione, ritmo calvicolare), ponendo la nostra attenzione su qualità e quantità del movimento, ROM, dolore, crepitii, end feel;
- test resistiti, con lo scopo di valutare il complesso muscolo-tendineo della spalla e ricavar informazioni relative alla forza e alla resistenza dei muscoli della cuffia dei rotatori e l'integrità dei tendini, eseguendo l'accortezza di eseguire i test bilateralmente (extrarotazione, intrarotazione, abduzione, adduzione, flessione del gomito, estensione del gomito).
- test per instabilità (Sulcus sign, Load and shift test, Jerk test);
- test per impingement (Test di Neer , Test di Hawkins).

I soggetti presi in esame possedevano le seguenti caratteristiche all'interno del gruppo MDI:

- una significativa inabilità funzionale nel mantenere il centraggio della testa omerale all'interno della fossa glenoidea, specialmente in posizioni midrange;
- assenza di meccanismi lesivi con rottura dei legamenti glenoomerali;
- riduzione spontanea delle traslazioni;
- traslazione della testa omerale riproduceva i sintomi familiari al paziente;
- una diminuzione della resistenza alla traslazione in tutte le direzioni comparata con l'arto sano;
- assenza di lesioni traumatiche.⁵³

Inoltre non erano presenti altre patologie genetiche o problematiche neurologiche e non avevano ricevuto altri interventi prima del test.

3.2 . Elettromiografia

Per l'esame elettromiografico è stato utilizzato un Elettromiografo telemetrico Noraxon composto da: sistema ricevente TeleMyo 2400R a 16 canali; sistema trasmittente TeleMyo 2400T v2 a 8 canali con 8 entrate (sistema elettrodo amplificatore) cablate. Per questo lavoro sono stati utilizzati 4 canali (CH). Per ogni canale, sono stati associati coppie di elettrodi (elettromiografia bipolare) posizionati con una distanza inter-elettrodica massima di 2 cm (secondo le indicazioni SENIAM). L'elettrodo di riferimento è stato sempre associato al canale 1 (CH1). Gli elettrodi sono di tipo auto-adesivo preamplificato silver-silver chloride pre-gelificato (Ambu® Neuroline 720). Le piccole dimensioni di questi elettrodi permettono di ottenere un'ottima selettività riguardo ai gruppi muscolari presi in esame (30mm contro i 32-36 mm normalmente utilizzati).

Per ridurre al minimo l'impedenza generata dalla cute, è stata eseguita un'attenta depilazione-detersione (ed eventuale re-idratazione) della superficie cutanea. Successivamente gli elettrodi sono stati disposti parallelamente al decorso delle fibre muscolari secondo quanto specificato da Cram e Kasman(1998) e, per eludere fenomeni di cross-talk e zone di innervazione, posizionati nei punti specificati dalle Raccomandazioni SENIAM (Trapezio: Superiore, Medio ed Inferiore) e dal consiglio personale del Prof. Ives Blanc (Gran Dentato).

I muscoli indagati dall'esame sEMG sono stati 4 (CH1, CH2, CH3, CH4):

- Trapezio Superiore CH1;
- Trapezio Medio CH2;
- Trapezio Inferiore CH3;

-Gran Dentato CH4;

Per il Trapezio Superiore come landmark è stato utilizzato il punto medio della linea che intercorre tra l'apice dell'acromion e C7, sulla spinosa di quest'ultima è stato posizionato l'elettrodo di riferimento.

Per il Trapezio Medio il landmark è indicato a metà della linea che congiunge il margine mediale della scapola con T5.

Per il Trapezio Inferiore come landmark è stato individuato nei 2/3 dall'angolo supero-mediale della scapola lungo la linea che lo congiunge a T8.

Per il Gran Dentato gli elettrodi sono stati posti lungo le fibre muscolari delle digitazioni superiori del muscolo, subito anteriormente al gran dorsale e sufficientemente distante dalle masse del gran pettorale.

Inizialmente era stato preso in considerazione anche il fascio claveare del m. gran pettorale ma la mancanza di indicazioni sul corretto posizionamento degli elettrodi ha dissuasato i partecipanti a questo lavoro dal prendere in considerazione come buoni tali dati.

Naturalmente è stata eseguita una verifica richiedendo ad ogni soggetto un movimento specifico per ogni muscolo indagato. Per mm Trapezio Superiore, Trapezio Medio e Trapezio Inferiore sono state seguiti gli indicatori delle Raccomandazioni SENIAM, per verificare la veridicità del Gran Dentato è stato richiesto un Push-Up Test.

3.3. Procedura sperimentale

Per prima cosa viene spiegato ai pazienti in che cosa consista il test e vengono fatte alcune prove in modo da farli familiarizzare con il movimento che dovranno eseguire.

I soggetti sono in piedi, inizialmente a braccio addotto (R0), poi a 45° (R1) e 90° (R2) sul piano scapolare (30°). L'operatore è al suo fianco e sostiene l'arto al gomito in modo da partire da una posizione in cui l'arto sia rilassato. Viene chiesto di mantenere tale posizione per alcuni secondi in modo da far stabilizzare il segnale EMG di partenza. Viene dunque richiesto un movimento isometrico di extrarotazione mantenendo un livello di contrazione intorno al 60% per un tempo di 10 secondi.

Affinché la forza utilizzata durante ogni prova sia la medesima siamo andati a registrare la quantità di elongazione elastica necessaria per erogare una quantità di forza adeguata.

Vengono eseguite 5 contrazioni della durata di 10 s con un tempo di riposo di 10 s tra una contrazione e la successiva.

Tale operazione viene eseguita a 0° (R0), 45° (R1), 90° (R2) di abduzione lasciando riposare il soggetto per alcuni minuti tra una prova e l'altra.

Dopodiché si va a correggere la posizione di partenza della scapola applicando una banda di kinesiology tape (TEMTEX™) dello spessore di 5 cm tensionata al 100% dal cavo ascellare del lato destro passando al di sopra della spina scapolare, quindi a livello C7-T1 fino all'incirca alla porzione sternale della clavicola opposta in modo da correggere la rest position, allineando così il bordo mediale alla colonna e diminuendo il tilt posteriore.

Da sottolineare come l'applicazione del tape generasse nel soggetto una immediata sensazione di benessere e una diminuzione della tensione percepita a livello del bordo mediale della scapola.

Quindi sono state ripetute le prove a 0°(R0t), 45° (R1t) e 90°(R2t) con le modalità descritte in precedenza.

3.4. Analisi dati

Il segnale elettromiografico è stato filtrato passa banda (5-300 Hz, secondo raccomandazioni SENIAM, ISEK) al fine di eliminare rumori di fondo ed eventuali artefatti da movimento, rettificato ed estratto l'involuppo (utilizzando una finestra d'integrazione pari a 30 ms). Quindi sono state calcolate le medie dell'involuppo, al fine di ottenere un valore rappresentativo dell'attività di un determinato muscolo per un task motorio, permettendo così di effettuare un'analisi comparativa. È stata dunque fatta la media dei 5 valori ricavati nelle 5 prove e tale valore è mostrato in un istogramma a barre. La barra in nero su ogni singolo istogramma rappresenta la deviazione standard fra le 5 prove; possono essere considerate differenze significative quando non c'è sovrapposizione tra le deviazioni standard nelle prove eseguite con e senza tape. Il valore è stato espresso in μV .

L'andamento EMG durante le 5 prove è stato quindi riportato in un grafico con in ascissa il tempo e sulle ordinate il valore medio in μV così da poterne osservare il comportamento durante lo svolgimento della prova ed individuare eventuali variazioni nel tempo.

In blu sono riportati i valori delle prove eseguite senza tape, mentre in rosso quelli delle prove eseguite dopo l'applicazione del tape al fine di ridurre il tilt.

L'elaborazione dei dati è stata eseguita utilizzando il programma Matlab (Mathworks, Inc.) versione 7.6.

4. Risultati

È stata riscontrata una certa variabilità dell'attività muscolare in seguito ad applicazione del tape a seconda della condizione di partenza.

Nel primo soggetto B.V. uomo di 43 aa, di professione fisioterapista, la valutazione di base ha evidenziato una condizione di impingement subacromiale della spalla destra con deficit di abduzione, scapola tiltata e slouched posture.

In posizione R0 si evidenzia una marcata attività del trapezio superiore la quale tende ad aumentare con l'applicazione del tape. Anche il trapezio medio è attivo più di quanto ci saremo aspettati e non vi sono significative differenze tra attività in R0 e R0t. Il trapezio inferiore pare invece diminuire la sua attività in R0t, mentre non ci sono praticamente variazioni nella attivazione del serrato anteriore tra le due prove (Fig 1,2). La variazione d'attivazione può considerarsi significativa soltanto per quanto concerne il trapezio superiore.

In posizione R1 l'attivazione del trapezio superiore diminuisce rispetto all'extrarotazione eseguita a braccio addotto ma tende pur sempre ad aumentare in R1t. Per quanto concerne il trapezio medio anche qui vediamo un aumento dell'attività con l'applicazione del tape rispetto alla prova eseguita senza. La medesima considerazione vale per il trapezio inferiore e per il dentato (Fig 3). Anche in tale posizione la variazione è significativa solo per il trapezio superiore.

In posizione R2 osserviamo come diminuisca ancora l'attività del trapezio superiore rispetto alle altre 2 posizioni testate ma si riscontra sempre un aumento dell'attività elettromiografica in R2t. Significativa invece la diminuzione dell'attività sul trapezio medio in R2t. La medesima considerazione si può avanzare per la diminuzione dell'attività del trapezio inferiore nella prova con utilizzo di tape. Praticamente invariata l'attività del serrato anteriore (Fig 4). Osserviamo come in tale posizione sia significativa la variazione di attivazione e sul trapezio medio e sul trapezio inferiore (Fig4,5).

Nel secondo soggetto F.B. donna di 38 aa, ex nazionale di softball e giocatrice di baseball la valutazione ha evidenziato una lieve instabilità anteriore della spalla destra con positività al test di Neer e storia di sporadici dolori localizzati soprattutto nella zona del trapezio superiore.

In posizione R0 l'attivazione del trapezio superiore è elevata, con ulteriore notevole aumento dell'attività in R0t. Per quanto concerne il trapezio medio si registra un lieve aumento dell'attività con applicazione del tape. Nel trapezio inferiore i livelli di attivazione sono sovrapponibili in R0 e R0t. Il dentato mostra invece un lieve incremento dell'attività all'applicazione del tape (Fig 6,7). La variazione è significativa per il trapezio superiore.

In R1 il trapezio superiore aumenta il suo segnale all'applicazione del tape. Il trapezio medio incrementa la sua attivazione in R1t nelle prime 2 prove, mentre nelle altre 3 l'intensità del segnale tende a uniformarsi alle prove eseguite senza tape. Il trapezio inferiore invece aumenta notevolmente la sua attività in R1t. Anche sul dentato si osserva un lieve incremento di segnale in R1t (Fig 8). Tuttavia la variazione è significativa solo per il trapezio inferiore.

In R2 il segnale del trapezio superiore aumenta lievemente all'applicazione del tape. Il trapezio medio pare invece sia notevolmente più attivo nelle prove eseguite senza tape. Il livello di attivazione del trapezio inferiore è lievemente superiore nelle prove eseguite senza correzione, considerazioni che si possono ritenere valide anche per quanto riguarda il dentato (Fig 9,10). Anche in questo soggetto sottolineiamo come in R2 vi sia una variazione significativa dell'attività del trapezio medio e del trapezio inferiore tra i due setting sperimentali.

Nel soggetto V.B. donna di 40 aa, di professione fisioterapista la valutazione ha messo in evidenza un marcato aumento della cifosi toracica assimilabile ad un pattern di slouched posture, con una corporatura molto esile ed ipotonotrofia generalizzata, nonché storia di sporadici dolori alla spalla destra. Da segnalare come il soggetto abbia manifestato difficoltà nell'eseguire la prova a 90° in particolar modo nel momento in cui veniva corretta la posizione della scapola, e abbia avuto difficoltà nelle prove a 45° ad eseguire l'extrarotazione senza la tendenza ad abduire l'arto e ad estendere il gomito. Tale tendenza trova riscontro anche all'attività elettromiografica dove possiamo osservare un'alta variabilità delle attivazioni muscolari tra prova e prova, fenomeno probabilmente da ricollegare alle strategie di compenso che il soggetto cerca via via di mettere in atto.

In R0 si può osservare un lieve aumento del segnale del trapezio superiore nelle prove eseguite con applicazione di tape. Per il trapezio medio si manifesta la medesima tendenza ma soltanto nelle ultime 2 prove. Per il trapezio inferiore è palese un livello di attività nettamente superiore agli altri gruppi muscolari in particolar maniera nelle prove eseguite senza applicazione del tape. Anche il dentato mostra un livello di attivazione maggiore, seppur lievemente, in R0t (Fig 11,12). La variazione è significativa solo per quanto concerne il trapezio inferiore.

In R1 il segnale del trapezio superiore è superiore nelle prove eseguite senza tape. Il trapezio medio mostra invece livelli di attivazione variabili nelle varie ripetizioni R0 ed R0t, il che si potrebbe ricondurre a strategie compensatorie messe in atto dal soggetto che già in fase valutativa aveva mostrato un marcato deficit del tono muscolare. Il trapezio inferiore è maggiormente attivo nelle prove R1, come anche il dentato (Fig 13).

In posizione R2 l'attività del trapezio superiore è maggiore nelle ripetizioni eseguite senza tape, come anche l'attività del trapezio medio. Variabile invece l'intensità di segnale registrata a partire dal trapezio inferiore, dove l'attività pare essere superiore in R2t solo a partire dalla terza ripetizione. Il dentato invece è generalmente più attivo in R2t (Fig 14).

Nel soggetto N.A. donna di 21aa, studentessa e giocatrice di pallavolo a livello semi-professionistico la valutazione ha messo in evidenza un quadro compatibile con instabilità multi direzionale di spalla destra associato in anamnesi ad alcuni episodi dolorosi.

In posizione R0 l'attività del trapezio superiore nelle prove eseguite con e senza tape è tutto sommato sovrapponibile. Il trapezio medio mostra invece un aumento dell'intensità di segnale in R0t. Per quanto riguarda il trapezio inferiore nelle prove R0 il livello di attivazione è maggiore, anche se in maniera piuttosto lieve. Il dentato non mostra invece differenze apprezzabili tra le prove R0 ed R0t (Fig 15,16).

In R1 il segnale del trapezio superiore è maggiore nelle prove con applicazione di tape, cosa che abbiamo riscontrato anche nel trapezio medio e nel trapezio inferiore. Il dentato invece appare in controtendenza rispetto a tale trend attivandosi maggiormente in R1t (Fig 17). La variazione è significativa solo per quanto concerne il trapezio superiore.

In R2 ad una maggiore attivazione del trapezio superiore nelle prove R2t corrisponde invece un aumento del segnale e per il trapezio medio e per il trapezio inferiore ed in misura minore anche per il dentato nelle prove eseguite senza applicazione di tape (Fig 18,19). Da evidenziare come si possa considerare significativa solo la variazione dell'attività del trapezio inferiore.

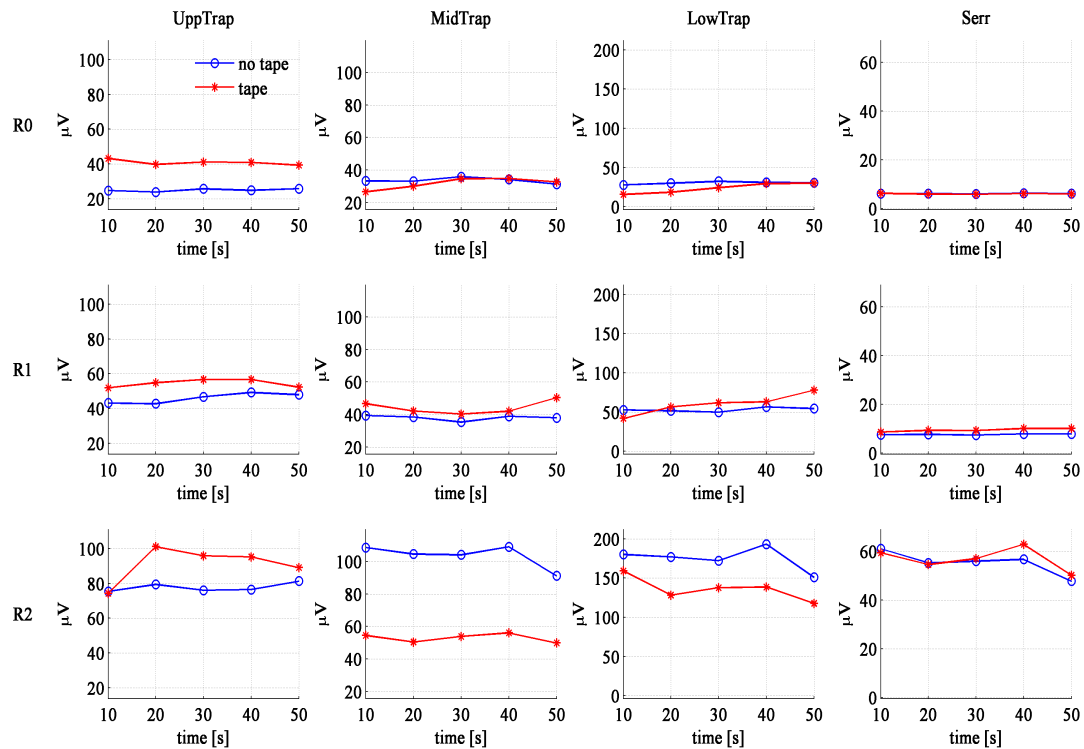


Figura 1.Attivazioni EMG durante le prove R0 R1 R2 per B.V. In Blu prove eseguite senza tape, in rosso prove eseguite con tape.

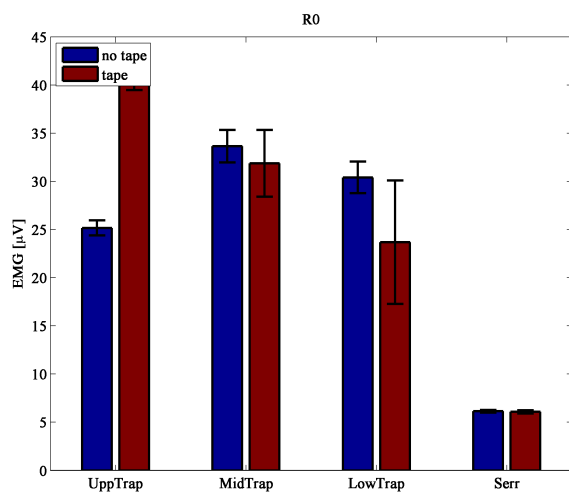


Figura 2 Attivazione EMG R0 in B.V. per il Trapezio Superiore (UppTrap), Trapezio Medio (MedTrap), Trapezio Inferiore (LowTrap) e Dentato (Serr) con e senza tape. In Blu prove eseguite senza tape, in rosso prove eseguite con tape.

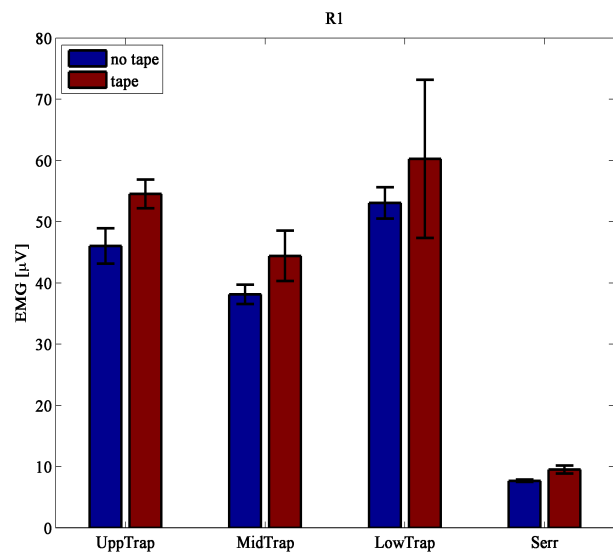


Figura 3. Attivazione EMG R1 in B.V. per il Trapezio Superiore (UppTrap), Trapezio Medio (MedTrap), Trapezio Inferiore (LowTrap) e Dentato (Serr) con e senza tape. In Blu prove eseguite senza tape, in rosso prove eseguite con tape.

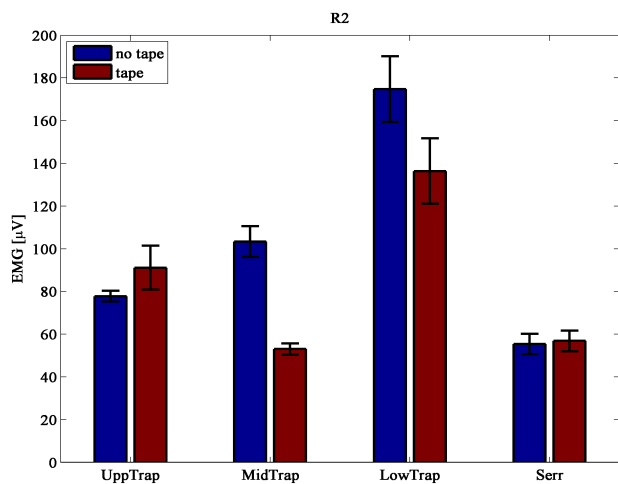


Figura 4. Attivazione EMG R2 in B.V. per il Trapezio Superiore (UppTrap), Trapezio Medio (MedTrap), Trapezio Inferiore (LowTrap) e Dentato (Serr) con e senza tape. In Blu prove eseguite senza tape, in rosso prove eseguite con tape.

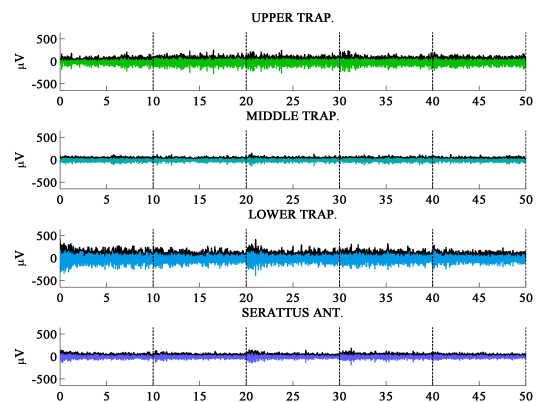
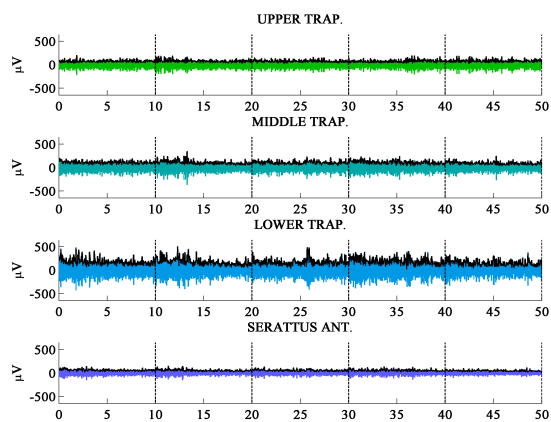


Figura 5. Segnale EMG elaborato in R2 R2t per B.V. Il tracciato in nero rappresenta l'involuppo.

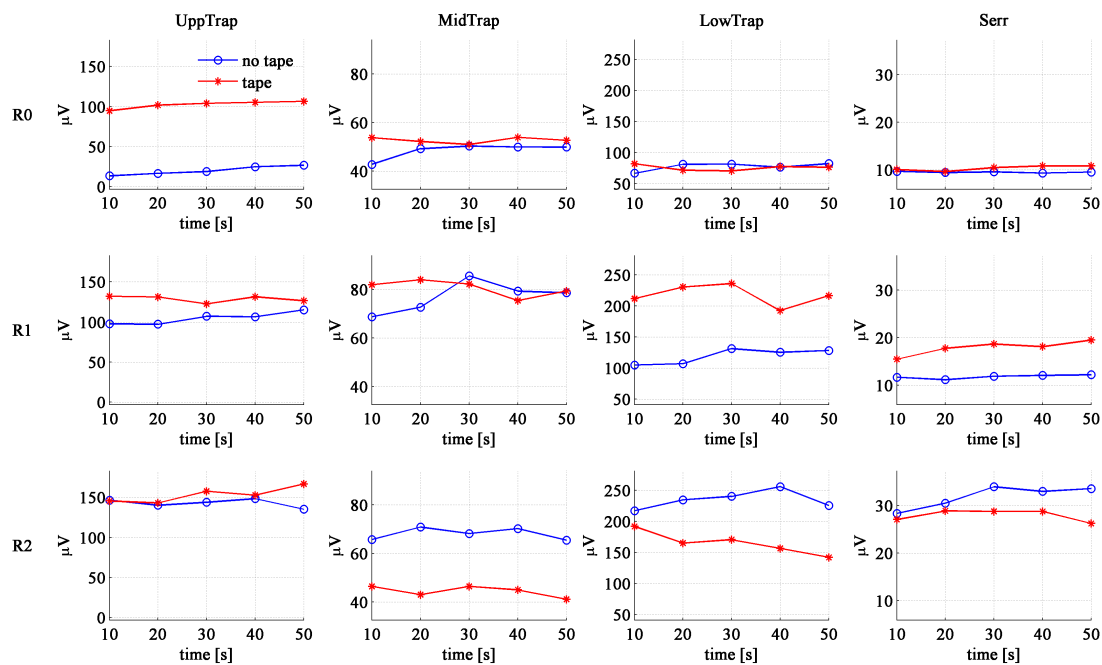


Figura 6.Attivazione EMG durante le prove R0 R1 R2 per F.B. In Blu prove eseguite senza tape, in rosso prove eseguite con tape.

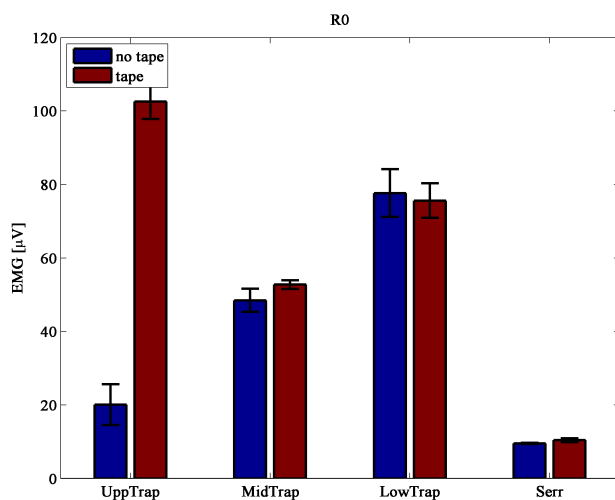


Figura 7. Attivazione EMG R0 in F.B. per il Trapezio Superiore (UppTrap), Trapezio Medio (MedTrap), Trapezio Inferiore (LowTrap) e Dentato (Serr) con e senza tape. In Blu prove eseguite senza tape, in rosso prove eseguite con tape.

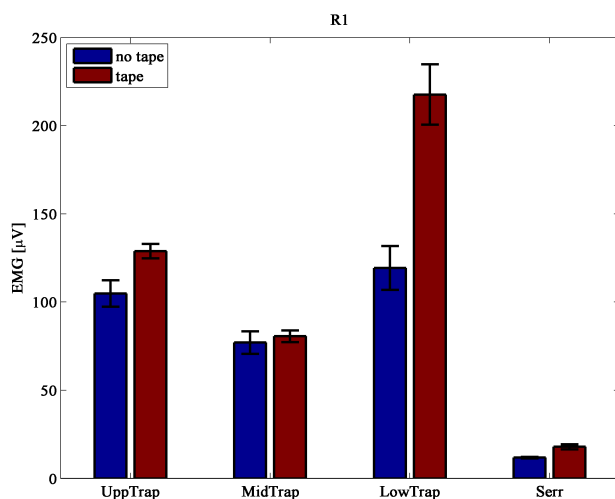


Figura 8. Attivazione EMG R1 in F.B. per il Trapezio Superiore (UppTrap), Trapezio Medio (MedTrap), Trapezio Inferiore (LowTrap) e Dentato (Serr) con e senza tape. In Blu prove eseguite senza tape, in rosso prove eseguite con tape.

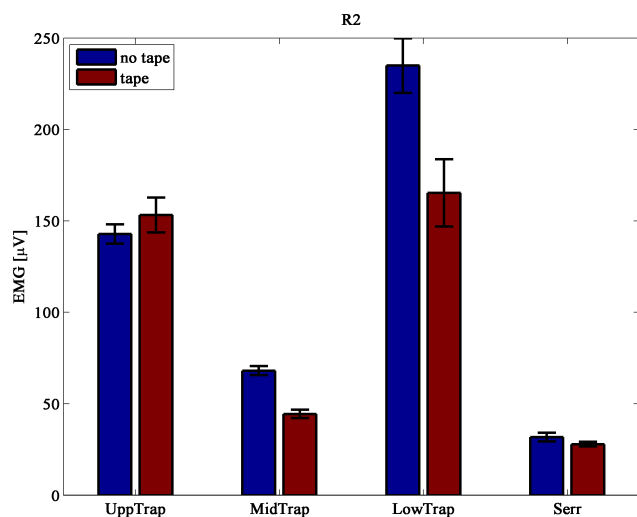


Figura 9. Attivazione EMG R2 in F.B. per il Trapezio Superiore (UppTrap), Trapezio Medio (MedTrap), Trapezio Inferiore (LowTrap) e Dentato (Serr) con e senza tape. In Blu prove eseguite senza tape, in rosso prove eseguite con tape.

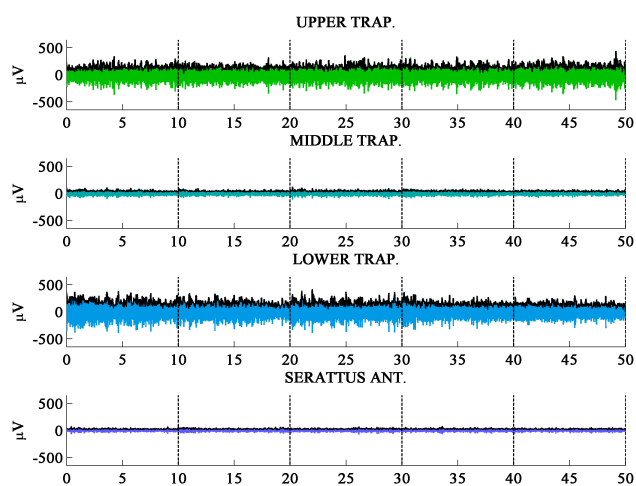
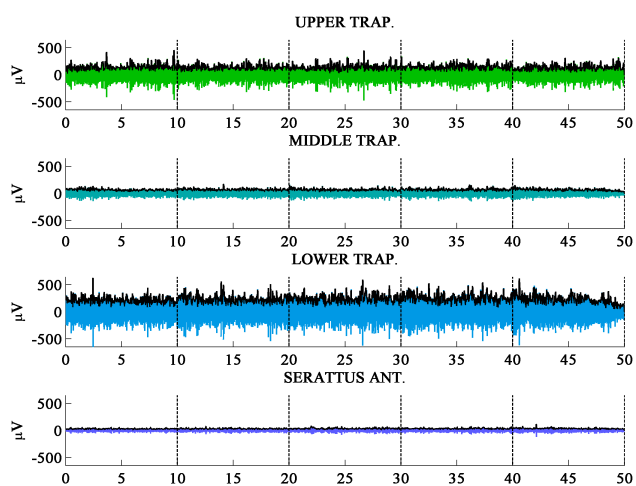


Figura 10. Segnale EMG elaborato in R2 R2t per F.B. Il tracciato in nero rappresenta l'involuppo.

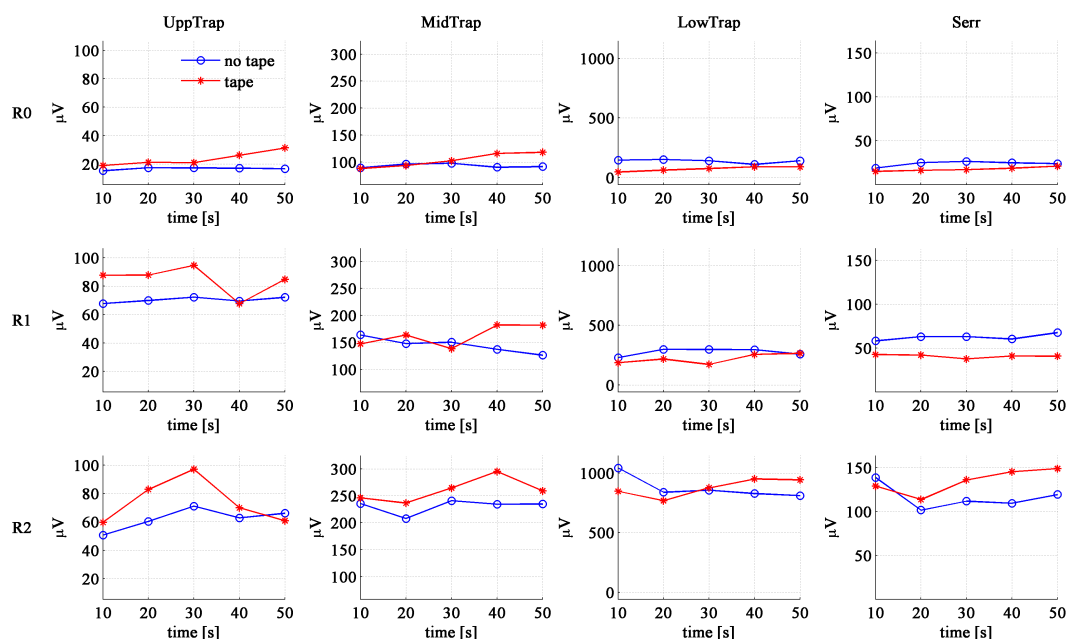


Figura 11. Attivazioni EMG durante le prove R0 R1 R2 per V.B. In Blu prove eseguite senza tape, in rosso prove eseguite con tape.

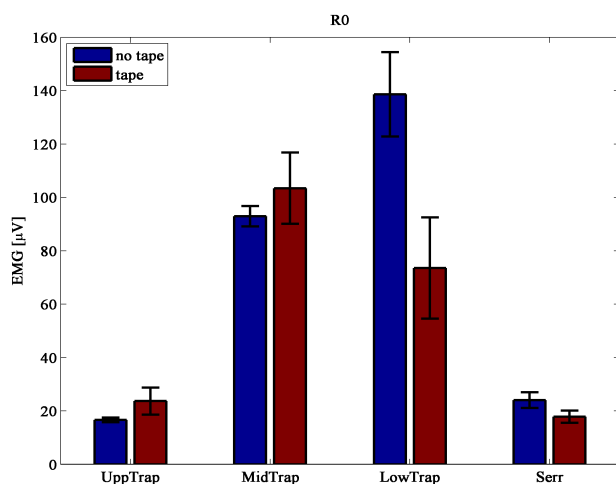


Figura 12. Attivazione EMG R0 in V.B. per il Trapezio Superiore (UppTrap), Trapezio Medio (MedTrap), Trapezio Inferiore (LowTrap) e Dentato (Serr) con e senza tape. In Blu prove eseguite senza tape, in rosso prove eseguite con tape.

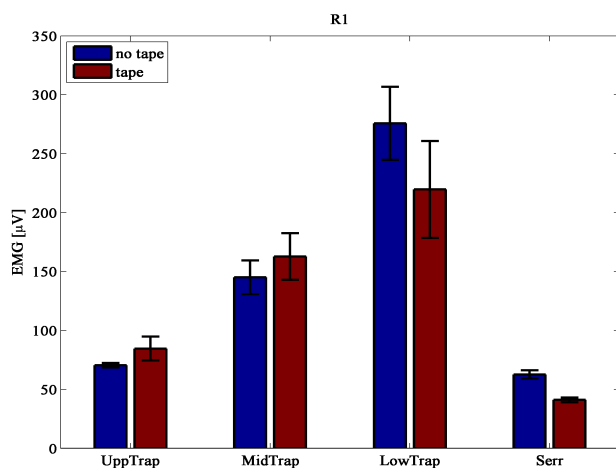


Figura 13. Attivazione EMG R1 in V.B. per il Trapezio Superiore (UppTrap), Trapezio Medio (MedTrap), Trapezio Inferiore (LowTrap) e Dentato (Serr) con e senza tape. In Blu prove eseguite senza tape, in rosso prove eseguite con tape.

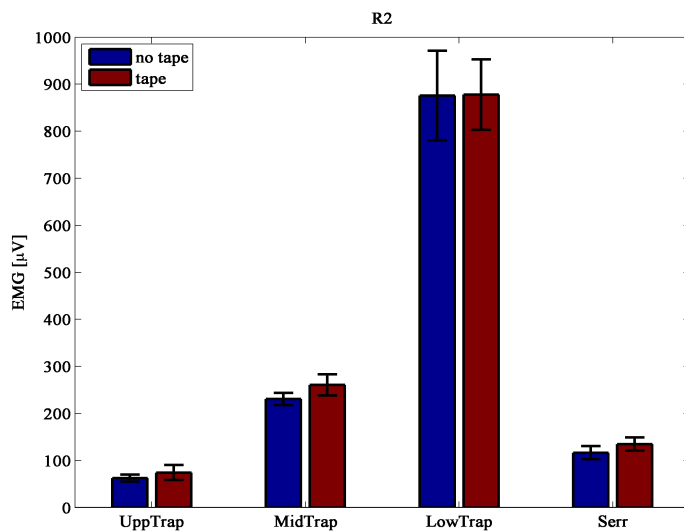


Figura 14. Attivazione EMG R2 in V.B. per il Trapezio Superiore (UppTrap), Trapezio Medio (MedTrap), Trapezio Inferiore (LowTrap) e Dentato (Serr) con e senza tape. In Blu prove eseguite senza tape, in rosso prove eseguite con tape.

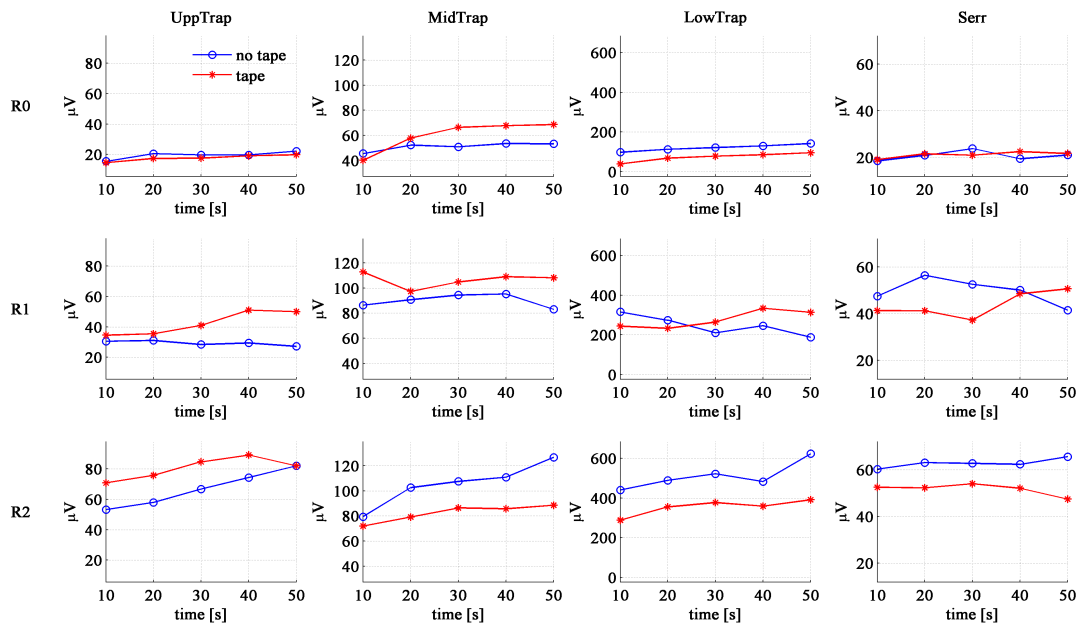


Figura 15. Attivazioni EMG durante le prove R0 R1 R2 per N.A. In Blu prove eseguite senza tape, in rosso prove eseguite con tape.

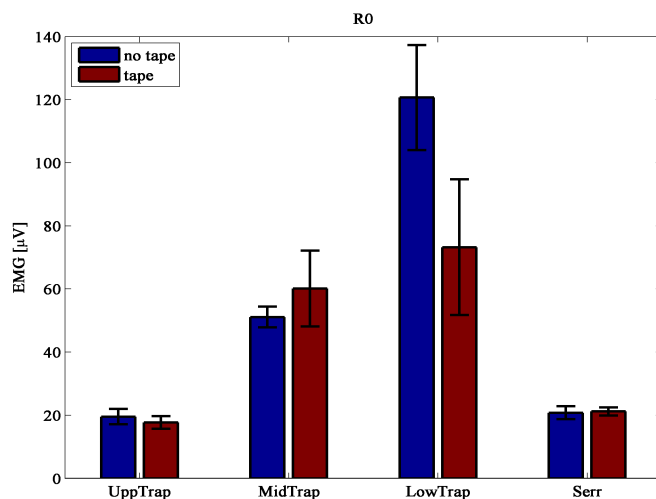


Figura 16. Attivazione EMG R0 in N.A. per il Trapezio Superiore (UppTrap), Trapezio Medio (MedTrap), Trapezio Inferiore (LowTrap) e Dentato (Serr) con e senza tape. In Blu prove eseguite senza tape, in rosso prove eseguite con tape.

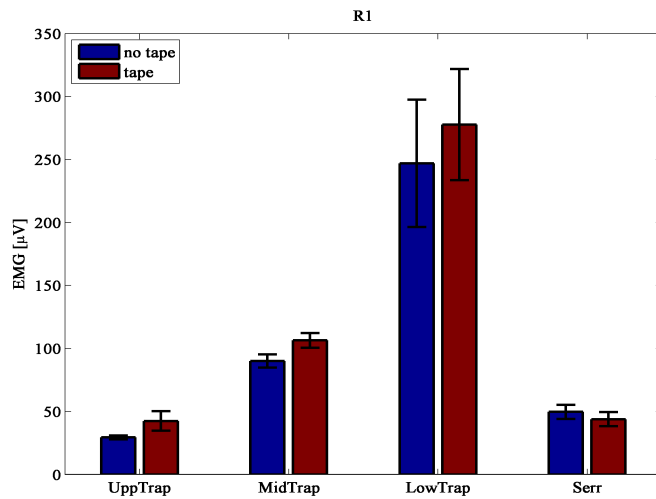


Figura 17. Attivazione EMG R1 in N.A. per il Trapezio Superiore (UppTrap), Trapezio Medio (MedTrap), Trapezio Inferiore (LowTrap) e Dentato (Serr) con e senza tape. In Blu prove eseguite senza tape, in rosso prove eseguite con tape.

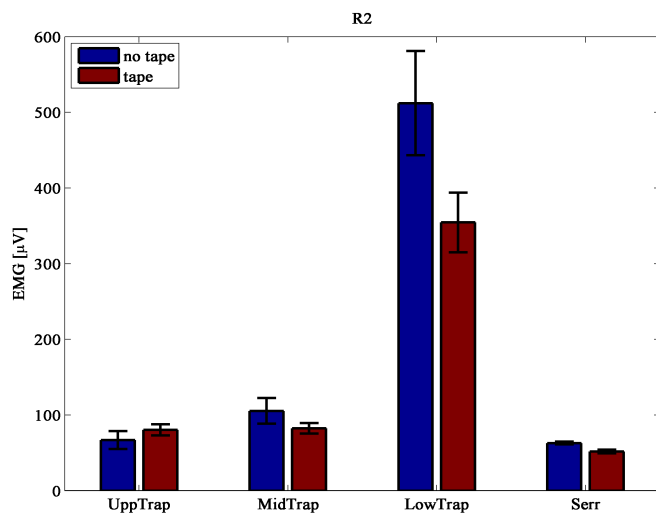


Figura 18. Attivazione EMG R2 in N.A. per il Trapezio Superiore (UppTrap), Trapezio Medio (MedTrap), Trapezio Inferiore (LowTrap) e Dentato (Serr) con e senza tape. In Blu prove eseguite senza tape, in rosso prove eseguite con tape.

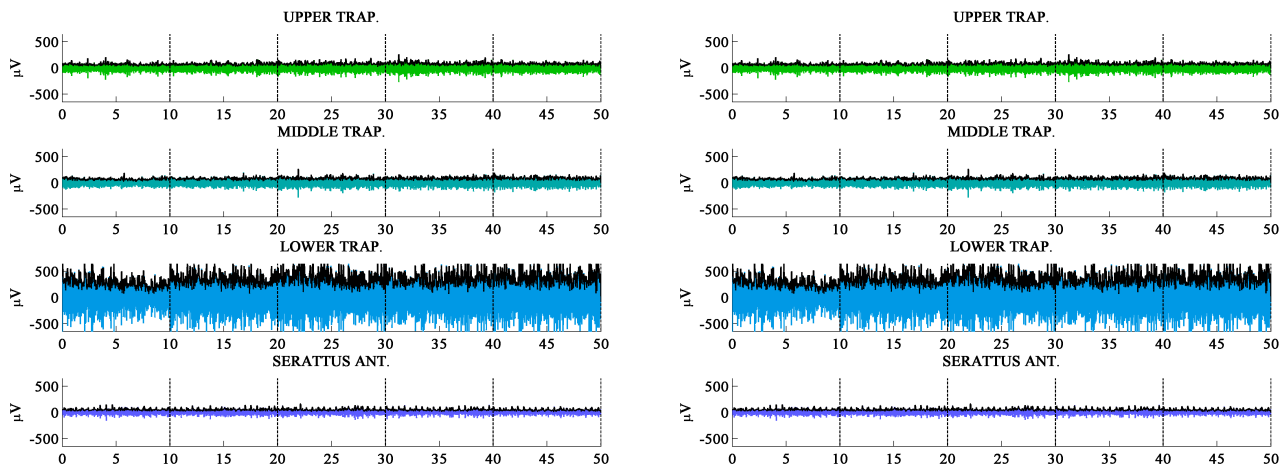


Figura 19. Segnale EMG elaborato in R2 R2t per N.A. Il tracciato in nero rappresenta l'involuppo.

5. Discussione

Il rinforzo dei muscoli della “cuffia dei rotatori” è uno degli elementi portanti nell’iter riabilitativo, anche preventivo, di numerose problematiche che possono verificarsi a carico della spalla.

Numerosi studi si sono posti come obiettivo il ricercare quali siano gli esercizi che determinano un’attivazione specifica dei muscoli della cuffia, in particolare del sovra-spinato e del piccolo rotondo, ”bypassando” quei muscoli che, pur essenziali al fine del task motorio, generano forze tendenti a destabilizzare l’articolazione della spalla.

Gli esiti maggiormente riscontrati in clinica sono l’instabilità e l’impingement.

Bitter e Clisby¹¹ sono andati a verificare in quali esercizi normalmente proposti per il rinforzo degli extrarotatori (sovra-spinato e piccolo rotondo) fosse minore l’attivazione del deltoide posteriore e medio, decentratori della testa omerale.

L’attivazione del deltoide medio e posteriore è connessa alla tendenza ad abduire l’arto superiore durante un compito ER presente soprattutto per richieste funzionali maggiori.

Precedenti studi ⁷ suggeriscono come la maggior attivazione del sovra-spinato si abbia per ER con braccio lungo il fianco e ER da prono.

Più recentemente Reinold ⁷¹ ha ipotizzato come ER con braccio lungo il fianco comporti sì un’attivazione ottimale del sovra spinato la quale però si accompagna ad attivazione del deltoide posteriore, che sarebbe bene evitare nelle prime fasi del processo riabilitativo.

Reinold mette anche in evidenza come sia effettivamente presente un’attivazione del deltoide posteriore ma dato l’orientamento delle fibre, ma la sua azione sia svolta più verso l’adduzione che non verso una risalita della testa omerale, cosa assolutamente da evitare.

Di conseguenza il sovra-spinato non può essere isolato dal deltoide posteriore eseguendo una ER con braccio lungo il fianco ma contrariamente può essere isolato dal deltoide medio.

Questo rappresenta un dato molto importante per la riabilitazione della spalla specie nelle prime fasi.

E’ da sottolineare come dal lavoro di Reinold, in accordo con quanto dimostrato in precedenza da Poppen e Walker ⁶⁸, emerga che una ER a 90° di abduzione sul piano scapolare, sia determinata da un’attivazione del deltoide posteriore ma, grazie al vettore generato dalla RC si produca in realtà una forza compressiva della testa omerale sulla fossa glenoidea.

L’affermazione supporta dunque l’uso di questo esercizio in funzione del fatto che tale posizione sia la migliore nella simulazione del gesto atletico, rafforzando lo scopo del nostro lavoro.

Esercizi eseguiti a 90° di abduzione, sia in piedi che da prono, replicano la posizione della spalla, le tensioni capsulari, e le condizioni di allungamento muscolare osservate durante le attività sportive, ricreando condizioni di forza più favorevoli.^{21,22,88,89}

Questa posizione pone la GH e la scapolo-toracica nelle condizioni più favorevoli per garantire la stabilità ed il movimento.⁷²

La rotazione esterna a 90° di abduzione genera una tensione appropriata sulle bande anteriori ed inferiori dei legamenti gleno-omerali che non ritroviamo con braccio addotto, dove inoltre l'attività muscolare è minore.⁷²

Nel contempo si è anche osservato come per azione della forza di gravità l'esercizio di ER con braccio addotto eseguito sul fianco sia più efficace di quello eseguito in piedi in accordo con quanto già riscontrato da Ballantyne⁷ e Townsend⁸⁴, il che differisce dai risultati di Blackburn¹² che riporta una migliore attivazione del sovra spinato e del piccolo rotondo con soggetto prono.

Quindi inizialmente sarebbe preferibile eseguire gli esercizi sul fianco al fine di garantire una maggiore protezione delle strutture capsulo legamentose, mentre gli esercizi da prono e in piedi a 90° di abduzione sarebbe preferibile eseguirli in una seconda fase quando la salvaguardia delle strutture capsulo legamentose passa in secondo piano e si desidera ricreare condizioni più simili a quelle presenti durante l'attività sportiva.

Teoricamente ER sul piano scapolare a 45° e 30° rappresentano un buon compromesso tra la posizione più funzionale a 90° di abduzione e quella a braccio addotto che limita le tensioni capsulo legamentose, rappresentando un buon compromesso tra la lunghezza ottimale di lavoro della muscolatura GH e scapolo-toracica e una condizione di stabilità.⁷²

Inoltre poiché l'asse maggiore dell'omero passa nelle vicinanze del centro della glena le traslazioni della testa omerale in tale posizione sono limitate e l'attivazione del sovra spinato e del piccolo rotondo è accettabile, in accordo con quanto trovato da Greenfield^{26,34}.

Bitter¹¹ mette anche in evidenza come esercizi eseguiti a basso carico allenino il sovra spinato in maniera notevolmente più specifica in chiave stabilizzatoria, anche se i dati di questo studio sono di valore relativo essendo i soggetti presi in esame sani.

L'aggiunta di una componente adduttorica pare essere un elemento importante nella strutturazione di un corretto esercizio terapeutico.

Anche secondo Hinterwimmer et Al.²⁹ c'è un' aumento dello spazio subacromiale a braccio addotto in connessione ad una maggiore attività della parte posteriore della cuffia, anche se tali risultati sono indeboliti dalla mancanza di dati sull'attività del fascio medio del deltoide e dal fatto che i soggetti presi in esame fossero sani.

Altro punto debole di tali lavori è che viene tenuta in scarsa considerazione quale sia la posizione della scapola durante l'esecuzione del gesto e quale sia l'attività di quei muscoli che pur non facendo parte della RC ricoprono un ruolo essenziale nella GH, come appunto il gran pettorale, il trapezio, il gran dentato e il romboide .

Nella mobilità fisiologica della GH la scapola garantisce infatti una stabile base per la mobilità della GH, stabilità che dipende fortemente dalla sua muscolatura la quale adatterà la posizione della glena al movimento richiesto.⁶⁵

Kibler ³⁹osservò come un' errato posizionamento della scapola vada ad influenzare la biomeccanica GH. Misurando come si modificasse il dolore e la forza dei muscoli elevatori durante una contrazione isometrica sul piano scapolare con la scapola nella sua posizione naturale e portandola quindi manualmente in retrazione, riscontrarono un aumento della forza ed una diminuzione del dolore.

Considerando che i muscoli della RC originano proprio dalla scapola appare chiaro come una debolezza della muscolatura peri-scapolare e dunque una modificazione della rest position porti ad alterazioni della mobilità che sfoceranno in eccessive tensioni della cuffia e della parte anteriore della capsula.

Dunque un piano terapeutico mirato a ristabilire una corretta funzionalità della GH non potrà non tener conto di un corretto allineamento della scapola al fine di garantire una performance ottimale della RC.

Tate et AL ⁸³ (seguendo la via intrapresa da Kibler) sono andati a vedere come modificando la rest position della scapola si modificassero la forza e la sintomatologia in una popolazione di atleti overhead con diagnosi di impingement in confronto ad una popolazione di sani.

I soggetti sono stati posizionati seduti con l'arto in massima rotazione interna elevato passivamente a 90° di abduzione sul piano scapolare con gomito esteso. Veniva dunque richiesta una contrazione isometrica massimale in elevazione con la scapola prima in posizione normale e poi corretta manualmente.

Il risultato dello studio non diede buoni esiti per quanto concerne la riduzione del dolore nel gruppo impingement; infatti solo un terzo dei soggetti percepiva una diminuzione significativa della sintomatologia, dato però giustificato dal fatto che la posizione della scapola sia solo uno dei fattori che concorrono a determinare la sindrome.

Molto più interessante osservare come e nel gruppo patologico ed ancor più in quello dei sani vi fosse un significativo aumento della forza determinato dal fatto che il riposizionamento della scapola pone il deltoide ed il sovra-spinato in una posizione di accorciamento più vicina all'ottimale rapporto lunghezza tensione muscolare.

La posizione della scapola è inoltre in relazione con la muscolatura toraco-omeroale ed in particolar modo con il gran pettorale ed il gran dorsale. Tali muscoli con la loro azione determinano una diminuzione del massimo angolo di abduzione e di extrarotazione e un aumento del massimo angolo di adduzione sul piano orizzontale ⁴¹.

La loro attivazione determina una forza contraria a quella del deltoide, principale elevatore dell'arto superiore, nonché un vettore di forza anteriore che determina un aumento della traslazione anteriore della testa omeroale, la cui entità è considerato uno degli indici di stabilità GH nei 3 piani dello spazio.

Questo è ancora più evidente nelle posizioni mid-range, quando la capsula è maggiormente detesa, il che dà prova del fatto come la stabilità sia strettamente connessa al posizionamento dell'articolazione e ad i carichi applicati⁴¹.

L'azione del gran pettorale determina il massimo effetto destabilizzante in posizione di apprensione e secondo Konrad tale effetto sarebbe via via maggiore all'aumentare dei gradi di abduzione.

In questo quadro l'orientamento della scapola può modificare l'attivazione di tali muscoli.

Sappiamo che la rotazione scapolare è praticamente nulla durante i primi 30°-45° di abduzione sul piano scapolare. ⁶⁵

Comparando il modello sperimentale proposto da Konrad con un modello geometrico della scapola che includa la rotazione di quest'ultima, si può osservare come a 60° di abduzione vi sia una differenza nella linea d'azione dei muscoli toraco-omeroali inferiore a 10° e come quindi la rotazione scapolare non vada a incidere in maniera rilevante su tale fattore. ⁴¹

L'analisi di tali osservazione mostra come una variazione di soli 4° del vettore di forza globale della GH sia sufficiente a determinare importanti modificazioni sulla sua biomeccanica, fattore di cui non possiamo non tener conto nel momento in cui andiamo a strutturare un protocollo riabilitativo.

Questo elemento assume ancora più valore se correlato alle congetture di Flieg et Al.²⁰ sulla relazione tra inclinazione della glena e traslazione della testa omeroale.

Secondo Flieg in un 27% dei soggetti presi in esame una variazione di soli 10° dell'orientamento della glena, che possiamo spesso ritrovare in presenza di disfunzioni a livello della cuffia, determina un aumento statisticamente significativo della traslazione superiore della testa omeroale, ulteriore riprova di quanto sia importante un corretto posizionamento scapolare al fine di garantire un corretto movimento della GH senza andare a stressare in maniera eccessiva le strutture attive e passive volte a mantenere la testa dell'omero in rapporto ottimale con la glena.

Diversamente da quanto fatto in studi precedenti in cui la posizione della scapola era corretta manualmente si è preferito utilizzare un taping, pratica molto in uso in ambito e riabilitativo e sportivo al fine di prevenire gli infortuni ^{19,73}.

Il razionale dell'utilizzo del tape è che determina protezione e supporto all'articolazione permettendo comunque una mobilità ottimale.

Secondo molti autori l'effetto del tape sarebbe solo quello di aumentare la stabilità meccanica, ma è facilmente ipotizzabile come il taping possa avere influenze anche a livello propriocettivo¹⁴.

L'efficacia di varie tecniche di bendaggio è stata abbondantemente studiata nel ginocchio ^{4,14,46,42,24} e nell'anca ^{90,38,49,54}. Tuttavia benché sia chiara l'influenza del tape sulla funzionalità neuromuscolare, il meccanismo alla base di ciò ancora non è stato del tutto compreso.

Alcuni autori hanno trovato modificazioni nel timing di attivazione muscolare nel ginocchio con tape, ipotizzando come tale cambiamento sia connesso alla stimolazione cutanea.

Secondo tale ipotesi la trazione esercitata sulla cute e la pressione determinerebbe cues tattili che aumenterebbe i segnali afferenti al sistema nervoso centrale¹⁴.

Solo recentemente varie tecniche di bendaggio della scapola sono state introdotte nei trattamenti conservativi della GH ^{30,61,27,78}. L'obiettivo di queste tecniche è normalizzare il ritmo scapolo-toracico influenzando l'attività della muscolatura scapolare e correggendo la posizione della scapola.

Tuttavia nonostante queste tecniche di bendaggio vengano comunemente utilizzate in aggiunta ad un programma di esercizi nella riabilitazione di instabilità GH e impingement subacromiali o interni, esistono pochi studi sull'efficacia del tape sull'attività della muscolatura scapolare.

Abbiamo già visto come il compito di tali gruppi muscolari sia di incrementare la stabilità della GH fornendo una base stabile agli altri muscoli che possono così lavorare in maniera ottimale. Non bisogna poi dimenticare che la scapola svolge un'importante ruolo come anello di congiunzione tra le catene cinematiche prossimali e distali regolando velocità, energia e forza in molte attività della GH ⁴⁰.

Studi anatomici e isto-chimici riguardanti il trapezio hanno messo in evidenza come siano presenti suddivisioni funzionali all'interno di questo muscolo.

Lindman (1990-1991)⁴⁷ ha rilevato come la porzione ascendente del trapezio (dal processo spinoso di T4-T12 fino al tubercolo sulla porzione mediale della spina della scapola) sia composta per lo più da fibre di tipo I, mentre la parte più superiore della porzione discendente (dal terzo mediale del linea nucale e dal legamento nucale al bordo posteriore del terzo laterale della clavicola) ha una forte prevalenza di fibre di tipo II.

Questa differente strutturazione potrebbe riflettere i diversi ruoli svolti dalle varie porzioni del trapezio nei movimenti di testa, collo e spalle.

L'autore conclude che la porzione inferiore del trapezio è meglio organizzata per funzioni posturali e stabilizzanti, mentre la porzione superiore sarebbe deputata più a compiti fasici.

Conclusioni simili si possono trarre da un'analisi dissezionale del trapezio³⁶.

Basandosi sull'orientamento delle fibre del trapezio inferiore, ipotizza come il ruolo della parte inferiore è più compatibile con il mantenimento dell'allineamento verticale ed orizzontale della scapola nel momento in cui sia richiesta una generazione di forza.

Inoltre Johnson(1994)³⁶ sottolinea come le fibre toraciche del trapezio non varino praticamente mai lunghezza durante l'intero movimento di up-ward rotation, così come il contributo della parte inferiore alla generazione del torque sia minimo.

Le fibre superiori provvedono infatti a tale compito in sinergia con il gran dentato.

Wadsworth e Bullock-Saxton (1997)⁸⁶ hanno esaminato il timing di attivazione della muscolatura scapolare durante un'abduzione sul piano scapolare, osservando come in spalle sane il trapezio superiore si attivasse prima del movimento, mentre il trapezio inferiore non si attivasse se non dopo l'inizio del movimento. Successivamente anche Cools et al (2001)¹⁶ sono andati ad indagare tale aspetto ma dalla loro analisi non vi erano differenze statisticamente significative nell'attivazione delle varie porzioni del trapezio durante differenti task motori.

Non va poi dimenticato il ruolo chiave che svolgono gli altri muscoli scapolari come il gran dentato ed i romboidi che hanno un'azione sinergica ed antagonista rispetto al trapezio stesso, con la funzione di addurre e ruotare internamente la scapola. Un loro accorciamento determinerà dunque un deficit di up-ward rotation essenziale per una normale mobilità della GH⁷⁴.

Anche il gran dorsale e il gran pettorale forniscono un contributo essenziale al fine della corretta mobilità della GH⁷⁴.

Restaurare la normale attività della muscolatura scapolare è dunque un punto essenziale del processo riabilitativo.

Precedenti lavori ^{68,42} ipotizzano che con il tape diminuirebbe l'attività del trapezio superiore e aumenterebbe quella del trapezio inferiore.

Altri¹⁶ sono andati a vedere quale fosse l'effetto sul gran dentato e sul trapezio medio, ritenendo questa cosa clinicamente rilevante poiché una disfunzione della muscolatura scapolo-toracica è spesso presente in pazienti con problematiche alla spalla o cervicobrachialgie.

In questi casi è infatti presente una iperattività del trapezio superiore⁶⁸ e quindi l'applicazione del taping dovrebbe diminuire l'attivazione di tale muscolo incrementando invece quella del trapezio inferiore.

I risultati di tali indagini sono però contrastanti e se per Morin (1997)⁵⁹ c'è effettivamente una diminuzione dell'attività del trapezio superiore ed un aumento di quella del trapezio medio durante una contrazione isometrica con applicazione di tape, secondo Cools(2002)¹⁶ l'applicazione del tape non comporterebbe modificazioni nell'attività EMG dei muscoli scapolari.

Comunque analizzando i risultati di questi studi va sottolineato come in quello di Morin la raccolta EMG è stata fatta durante una contrazione isometrica, che garantisce una maggiore qualità del segnale EMG.

Il carattere dinamico dell'indagine condotta da Cools da una minor affidabilità del segnale EMG, ma dal punto di vista pratico analizza un movimento più vicino a quello della vita quotidiana.

Inoltre nello studio di Morin il gran dentato e il trapezio inferiore, che svolgono un ruolo essenziale nella stabilizzazione e nel movimento scapolare, non vengono presi in considerazione.

Ancora diverse le conclusioni a cui è giunto Alexander² il quale è andato ad indagare l'effetto dell'applicazione del taping sul trapezio superiore ed inferiore analizzando il riflesso H.

Il tape in questo caso determinerebbe una diminuzione nel livello di attivazione del trapezio inferiore, anche se lo stesso autore pone alcune riserve su tali risultati non riuscendo a identificarne la natura, ma soprattutto mettendo in evidenza come la sua indagine sia stata svolta su soggetti sani e dunque i risultati non possano essere estesi a soggetti patologici.

Smith et al⁸⁰ andando ad analizzare come vari il rapporto tra trapezio superiore ed inferiore in soggetti con sindrome da impingement all'applicazione del tape riscontrano un miglioramento di tale rapporto, legato ad una diminuzione nell'attività del trapezio superiore che si accompagna ad un aumento dell'attivazione del trapezio inferiore, anche se, probabilmente a causa della poca omogeneità del campione, il dato non è significativo dal punto di vista statistico.

Le loro conclusioni vanno nella medesima direzione dei risultati trovati da Selkowitz⁷⁹, il quale sottolinea come tale fenomeno sia più evidente durante il movimento di elevazione nella fase di salita piuttosto che nella fase di discesa, ed ancor più oltre i 90°, anche se su tale fattore potrebbe avere influito che i soggetti presi in considerazione non avevano una sintomatologia importante. Secondo Selkowitz non ci sarebbero invece influenze sull'attività del dentato e dell'sottospinato. Tuttavia è ben diverso il razionale che ha guidato l'applicazione del tape nel nostro caso, non tanto finalizzato a dare uno stimolo facilitante o inibente a determinati gruppi muscolari ma più rivolto a modificare il tilt della scapola in maniera simile a quanto viene fatto con lo Scapular Reposition Test ⁸³.

Con tale strategia si è cercato di bypassare i problemi determinati dalla presenza delle mani dell'operatore sul soggetto, lasciato in tal maniera più libero nell'esecuzione del task motorio, riducendo inoltre le interferenze sul segnale EMG.

Il tape potrebbe poi essere utilizzato nella pratica clinica di ogni giorno per individuare quei pazienti che trarrebbero maggior giovamento da un programma riabilitativo mirato a ricreare una corretta percezione della posizione scapolare, nonché da un rinforzo specifico della muscolatura peri-scapolare.

I soggetti presi in considerazione pur presentando condizioni cliniche differenti sono accumulati da un notevole aumento del tilt scapolare ^{23,63}, fattore che siamo andati a modificare utilizzando il taping.

Da sottolineare come 3 su 4 dei soggetti presi in considerazione riportavano immediatamente una sensazione di "leggerezza" a livello del bordo mediale della scapola all'applicazione del taping.

Questo si potrebbe attribuire ad un minor stress su trapezio medio, inferiore e romboidi i quali nella condizione iniziale sono costretti ad attivarsi in maniera superiore alla norma per mantenere la scapola in una posizione ottimale, lavorando in una condizione di eccessivo allungamento.

Mentre nelle prove eseguite in R0 ed R1 i risultati sono scarsamente significativi e differenti tra i 4 soggetti, da cui risulta difficile fornire un'interpretazione univoca, in R2 vediamo come l'applicazione del taping determini una diminuzione significativa del segnale sEMG del trapezio medio e del trapezio inferiore.

La scarsa significatività dei dati raccolti in R0 ed R1 potrebbe essere giustificata dal fatto che a 0° e 45° di abduzione della GH il movimento della scapola sia limitato (setting phase ⁶⁵) e quindi sia minore l'attività stabilizzatrice della muscolatura peri-scapolare ⁶¹.

In conseguenza di ciò le eventuali variazioni di segnale sarebbero più difficili da individuare con l'sEMG.

In R2 (90° di abduzione GH) è invece maggiore l'impegno richiesto alla muscolatura peri-scapolare al fine di stabilizzare la scapola e garantire la mobilità ottimale della GH⁶¹.

Tale posizione sarebbe inoltre quella che meglio riproduce le tensioni degli sport di lancio ed in generale di quelle attività svolte con l'arto superiore al di sopra del piano della testa, come già visto nei lavori di Reinold ⁷²e Poppen & Walker ⁶⁹.

La ridotta attività del trapezio medio e del trapezio inferiore in R2t (Fig4,9,18) potrebbe essere legata ad una minor richiesta di stabilizzazione nel corso del movimento di extrarotazione dettata dal fatto che quando la scapola è nella sua posizione ideale la muscolatura è nelle condizioni ottimali di allungamento e direzione delle fibre così da poter svolgere il suo compito nella maniera corretta senza generare tensioni anomale.

È chiaro infatti come queste tensioni anomale che si sviluppano nel momento in cui la scapola non sia nella rest position ideale richiedano un lavoro extra da parte di alcuni gruppi muscolari, come appunto il trapezio medio ed inferiore, col conseguente sviluppo nel tempo di vari pattern disfunzionali che evolveranno verso condizioni patologiche e dolorose^{25,50,58,60,67,78,82}.

Già nel corso della nostra esperienza i pazienti lamentavano nell'esecuzione delle ultime 2 prove in posizione R2 sentori di affaticamento e comparsa di dolore nella regione anteriore della spalla e nella parte infero-mediale della scapola, eccessivi rispetto al task richiesto.

Questi dati vanno nella stessa direzione di quelli trovati da Alexander², anche se va sottolineato il fatto che la sua indagine è stata svolta su un gruppo di pazienti sani e soprattutto il tape era stato posizionato in maniera totalmente differente, seguendo il decorso delle fibre del trapezio medio ed inferiore in modo da facilitarne l'attivazione secondo le indicazioni di McConnell⁴⁵.

Probabilmente sempre da questo dipende la natura differente dei dati estrapolati dalle indagini di Morin e Cools i quali hanno utilizzato una tecnica di taping non mirata a correggere il tilt della scapola ma piuttosto a facilitare quei muscoli che ne determinano il corretto posizionamento inibendo viceversa quelli che determinano forze destabilizzanti, come ad esempio il trapezio superiore.

Vista in tale ottica la riduzione dell'attività da noi registrata sul trapezio medio ed inferiore non sarebbe in disaccordo con le osservazioni di Morin e Cools, poiché un minor lavoro di questi due muscoli sarebbe direttamente connesso al fatto che essendo la scapola già nella sua posizione corretta non c'è bisogno che si contraggano in maniera superiore alla norma per porla nella sua rest position ideale. Il trapezio medio ed inferiore si attiveranno meno con l'applicazione del tape poiché essendo il tilt già ridotto non c'è bisogno di un lavoro extra per stabilizzare la posizione della scapola durante il movimento di abduzione ed extrarotazione.

Da sottolineare poi la scarsa significatività dei dati raccolti sul dentato, laddove sarebbe stato interessante osservare come si modificasse la sua attività in seguito alla correzione del tilt in virtù del ruolo che tale muscolo riveste nella cinematica scapolo-toracica.

Tale dato è da ricollegare a problematiche di natura tecnica nel posizionamento degli elettrodi in questa regione che rende difficoltoso ottenere un segnale EMG di buona qualità, fenomeno dovuto e al cross-talk determinato dalla vicinanza del gran dorsale e dei muscoli intercostali, e alla grande mobilità della cute in tale regione, ma anche a condizioni più specifiche legate ad ogni singolo paziente. Ad esempio in B.V. ciò che ha inciso fortemente nell'estrapolazione del segnale a partire dal gran dentato è stata la presenza di un modesto strato di adipe, mentre sul versante opposto in V.B. la corporatura troppo esile unita ad una postura eccessivamente cifotica

ha ristretto fortemente lo spazio tra il gran dorsale ed il tessuto peri-mammario tanto da lasciare uno spazio molto esiguo per il posizionamento degli elettrodi.

Ricollegandosi dunque con quel filone della letteratura che sottolinea l'importanza di un corretto posizionamento scapolare al fine di un ottimale funzionamento della GH ^{20,37,39,40}, nel momento in cui si proceda alla stesura di un piano riabilitativo sarà importante riconoscere quei soggetti nei quali tali problematiche siano maggiormente coinvolte nel determinare la condizione disfunzionale della GH.

Andando in maniera più mirata a correggere questi difetti saremo in grado di costruire un esercizio terapeutico che abbia come fine il ristabilire un equilibrio tra le forze in gioco così da permettere al nostro paziente di ritornare a svolgere le attività della vita quotidiana nel migliore dei modi e nei tempi più brevi.

Fine di questo studio pilota è trarre degli spunti di riflessione per indagini future sull'utilità dell'EMG come tecnica di supporto al nostro intervento quotidiano nella strutturazione di un corretto piano terapeutico, individuando quelle tipologie di pazienti che potrebbe beneficiare in maniera maggiore di un determinato tipo di approccio, anche in virtù della diffusione che ha conosciuto questa tecnica negli ultimi anni al pari di una diminuzione dei prezzi di accesso alle apparecchiature.

Sarebbe inoltre interessante osservare come in pazienti con un aumento del tilt scapolare l'applicazione di un taping tra una seduta e l'altra possa influire sul processo riabilitativo, come già fatto da Host³⁰ (che ha seguito le indicazioni di McConnell), visionando di seduta in seduta come si modifichi la percezione del posizionamento della scapola da parte del paziente e di pari passo come si modifichi l'attivazione su determinati gruppi muscolari.

6. Conclusioni

Nel nostro studio abbiamo preso in esame 4 soggetti con diverse disfunzioni della GH accumulati da un aumento del tilt scapolare. L'obiettivo è stato osservare come la correzione di questo tilt mediante l'utilizzo di un tape vada ad influenzare l'attività della muscolatura periscapolare durante un compito di extrarotazione a diversi gradi di abduzione. Tale esercizio viene comunemente utilizzato nella riabilitazione di varie problematiche della GH col fine di rinforzare la RC e quindi migliorare il centraggio della testa omerale nella glena. L'attività muscolare è stata registrata mediante l'utilizzo di sEMG, tecnica che ha conosciuto negli ultimi anni una diffusione sempre più ampia nell'ambito della ricerca.

La correzione del tilt non ha prodotto effetti significativi nelle prove eseguite a 0° e 45° di abduzione GH, mentre nelle prove a 90° in 3 su 4 dei soggetti presi in analisi si è potuta osservare una diminuzione significativa dell'attività del trapezio medio ed inferiore. Tale dato si potrebbe correlare al fatto che nel momento in cui la scapola si trovi nella sua posizione ideale la muscolatura peri-scapolare sia chiamata a svolgere un lavoro minore per garantire una stabilizzazione ottimale essenziale per una corretta funzionalità dell'articolazione GH. Nonostante la sua affidabilità sia tutta da verificare è molto interessante aver rintracciato un indice che si modifica in maniera stabile nei soggetti accomunati da un aumento del tilt scapolare in un quadro di instabilità multi direzionale, nel momento in cui tale tilt venga corretto. Tuttavia dato l'esiguo numero di soggetti presi in analisi sarebbe azzardato utilizzare tali considerazioni nella pratica clinica di ogni giorno, benché sia sempre più riconosciuto il ruolo centrale della muscolatura periscapolare nel corretto funzionamento della GH. Futuri studi dovranno indagare tale aspetto su un campione più ampio ed omogeneo, così da rendere più robuste le considerazioni avanzate in questo lavoro soprattutto in una popolazione caratterizzata da instabilità multi direzionale. Sarebbe poi utile investigare l'attività di altri muscoli come il gran pettorale ed i romboidi che a causa di riferimenti-limiti tecnici abbiamo preferito lasciare al di fuori dalla nostra indagine. Infine potrebbe essere interessante valutare come l'utilizzo del taping tra una seduta e la successiva possa contribuire a consolidare i progressi ottenuti durante il percorso riabilitativo.

7. Bibliografia

- .1 Ackermann B, Adams R, Marshall E. The effect of scapula taping on electromyographic activity and musical performance in professional violinists. *Australian J of Physiotherapy* 2002;48: 197-204.
- .2 Alexander CM, Stynes S, Thomas A, Lewis J, Harrison PJ. Does tape facilitate or inhibit the lower fibres of trapezius? *Manual Therapy* 2003; 8(1): 37-41.
- .3 An YH, Friedman RJ. Multidirectional instability of the glenohumeral joint. *Orthop Clin North Am* 2000;31:275-285.
- .4 Anderson K, Woitys EM, Loubert PV, Miller RE . A biomechanical evaluation of taping and bracing in reducing knee joint translation and rotation. *AM J of Sports Medicine* 1992;20(4):416-421.
- .5 Arendt EA. Multidirectional shoulder instability. *Orthopedics* 1988;11:113-120.
- .6 Barden JM, Balyk R, Raso VJ, Moreau M, Bagnall K. Atypical shoulder muscle activation in multidirectional instability. *Clinical neurophysiology* 2005;116:1846-1857.
- .7 Ballantyne BT, O'Hare SJ, Paschall JL. Electromyographic activity of selected shoulder muscles in commonly used therapeutic exercise. *Phys. Ther.* 1993; 73:668-677; discussion 677-682.
- .8 Beall MS, Diefenbach G, Allen A. Electromyographic biofeedback in the treatment of voluntary posterior instability of the shoulder. *AM J Sports Med* 1987;15:175-178.
- .9 Beasley L, Faryniarz DA, Hannafin JA. Multidirectional instability of the shoulder in the female athlete. *Clin Sports Med* 2000;19:331-349.
- .10 Bigliani LU, Kelkar R, Flatow EL, Pollock RG, Mow Vc. Glenohumeral stability: biomechanical properties of active and passive stabilizers. *Clin Orthop* 1996;330:13-30.
- .11 Bitter NL, Clisby EF, Jones MA, Magarey ME, Jaberzadeh S, Sandow MJ. Relative contributions of infraspinatus and deltoid during external rotation in healthy shoulder. *J Shoulder elbow Surg* 2007;16:563-568
- .12 Blackburn TA, McLeod WD, White B, Wofford L. EMG analysis of posterior rotator cuff exercise. *Athl. Train.* 1990;25:40-45.

- .13Blaser R, Guldberg R, Rothman E. Anterior shoulder instability: contributions of the rotator cuff force and the capsular ligament in a cadaveric model *J. Shoulder Elbow surg.* 1992; 1:140-150.
- .14Bockrath K, Wooden T, Ingersoll CD, Farr J. Effect of patellar taping on patella position and perceived pain. *Medicine and Science in Sports and Exercis* 1993; 25(9): 989-992.
- .15Brewster C. ,Schwab D. Rehabilitation of the shoulder following rotator cuff injury or surgery. *J Orthop Sports Phys. Ther.* 1993; 18:422-426.
- .16Cools AM, Witvrouw EE, Danneels LA, Cambier DC Does taping influence electromyographic muscle activity in the scapular rotators in healthy shoulders? *Manual therapy* 2002;7(3): 154-162.
- .17Dark A, Ginn KA, Halaki M. Shoulder muscle recruitment patterns during commonly used rotator cuff exercises : an electromyographic study. *Phys Ther* 2007;87:1039-1046.
- .18David G, Magarey ME,Jones MA, Dvir Z, Turker KS, Sharpe M. EMG and strenght correlates of selected shoulder muscles during rotations of the glenohumeral joint. *Clinical Biomechanics* 2000;15:95-102
- .19Engstrom Bk, Renstrom Pa. How can injures be prevented in the world cup soccer athlete? *Clinics in Sports Medicine* 1998;17(4):755-768.
- .20Flieg NG, Gatti CJ, Doro LC, Langenderfer JE, Carpenter JE, Hughes RE. A stochastic analysis of glenoid inclination angle and superior migration of humeral head. *Clinical biomechanics* 2008;23:554-561.
- .21Fleisig GS,Barrentine SW, Escamilla RF, Andrews JR Biomechanics of overhead throwing whit implications for injuries. *Sports Med.* 1996;21: 421-437.
- .22 Fleisig GS , Escamilla RF, Andrews JR, Mancuso T, Satterwhite Y, Barrentine SW Kinematic and kinetic comparison between baseball pitching and football passing. *J Appl. Biomech.* 1996;12:207-224.
- .23Fung M, Kato S, Barrance PJ, Elias JJ, McFarland EG, Nobuhara K, Chao EY. Scapular and clavicular kinematics during humeral elevation: a study with cadavers. *J Should Elbow Surg* 2001;10:278-285.
- .24Gilleard W, McConnell J, Parsons D. The effect of patellar taping on the onset of vastus medialis obliquus and vastus lateralis muscle activity in person whit patellofemoral pain. *Phys Ther* 1998;78(1):25-31.
- .25Glousman R, Jobe F, Tibone J, Moynes D, Antonelli D, Perry J. Dynamic electromyographic analysis of the throwing shoulder with glenohumeral instability. *J Bone Joint Surg* 1988;70:220-226.

- .26 Greenfield BH, Donatelli R, Wooden MJ, Wilkes J. Isokinetic evaluation of shoulder rotational strength between the plane of scapula and the frontal plane. *AM J Sports Med* 1990;18:124-128.
- .27 Hall CM. The Shoulder girdle. In: Hall CM, Brody Lt(eds) *Therapeutic exercise: Moving toward function*. Lippincott Williams and Wilkins, Philadelphia.
- .28 Hess S. Functional stability of the gleno humeral joint. *Man. Ther.* 2000; 5:63-71.
- .29 Hintermeister RA, Lange GW, Schultheis JM , Bey MJ, Hawkins RJ. Electromyographic activity and applied load during shoulder rehabilitation exercises using elastic resistance. *The American J of Sports Medicine* 1998;26:210-220.
- .30 Host HH Scapular taping in the treatment of anterior shoulder impingement. *Phys Ther* 1995;75: 803-812.
- .31 Hsu YH, Chen WY, Lin HC, Wang WTJ, Shin YF. The effects of taping on scapular kinematics and muscle performance in baseball players whit shoulder impingement syndrome. *J Electr Kin* 2009;19: 1092-1099.
- .32 Inman JT, Saunders M, Abbott L. Observations on the function of the shoulder joint. *J Bone Joint Surg* 1944;26:1-30.
- .33 Janwantanakul P, Magarey ME, Jones MA, Dansie BR. Variation in shoulder position sense at mid and extreme range of motion. *Arch Phys Med Rehabil* 2001;82:840-844.
- .34 Jobe FW, Tibone JE, Perry J, Moynes D. An EMG analysis of the shoulder in throwing and pitching. A preliminary report. *Am J sports Med.* 1983; 11:3-5.
- .35 Jobe F, Moysen D. Delineation of diagnostic criteria and a rehabilitation program for rotator cuff injuries *AM J Sports Med.* 1982; 10:336-339.
- .36 Johnson G, Bogduk N, Nowitzke A, House D. Anatomy and actions of the trapezius muscle. *Clinical Biomechanics* 1994; 9:44-50.
- .37 Joshi M, Thigpen CA, Bunn K, Karas SG, Padua DA. Shoulder external rotation fatigue and scapular muscle activation and kinematics in overhead athletes. *J of athletic training* 2011;46:349-357.
- .38 Karlsson J, Andreasson GO. The effect of external ankle support in chronic lateral ankle joint instability: an electromyographic study. *AM J Sports Medicine* 1992; 20(3):257-261.

- .39 Kibler BW Role of the scapula in the overhead throwing motion . *Contemp Orthop*.1991; 22:525-532.
- .40 Kibler WB The role of the scapula in athletic shoulder function. *AM J Sports Medicine* 1998;26(2):325-337.
- .41 Konrad GG, Jolly J.T., Labriola JE, McMahon PJ, Debski RE. Thoracohumeral muscle activity alters glenohumeral joint biomechanics during active abduction. *J Orthope. Res.* 2006;24:748-756.
- .42 Kowall Mg, Kolk G, Nuber GW, Cassisi JE, Stern SH. Patellar taping in the treatment of patellofemoral pain:a prospective randomized study. *AM J Sports Medicine* 1996;24(1):61-65.
- .43 Kronenberg M, Nemeth G, Brostrom L-A Muscle activity and co-ordination in the normal shoulder. *Clin. Orthop.* 1990; 257:76-85.
- .44 Kronenberg M, Brostrom LA, Nemeth G. Differences in shoulder muscle activity between patients with generalized joint laxity and normal controls. *Clin Orthop* 1991;269:181-192.
- .45 Labriola JE, Jolly JT, McMahon PJ, Debski RE. Active stability of the glenohumeral joint decreases in the apprehension position.Clinical biomechanics 2004;19:801-809.
- .46 Larsen B, Andreansen E , Urfer A, Mickelson MR, Newhouse KE. A radiographic examination of the medial glide technique. *AM J Sports Medicine* 1995; 23(4):465-470.
- .47 Lindman R, Eriksson A, Thomel L-E. Fiber type composition of the human female trapezius muscle: Enzyme-histochemical characteristics. *AM J of Anatomy* 1991;190:385-392.
- .48 Lippitt S., Matsen F. Mechanism of glenohumeral joint stability . *Clin Orthop.* 1993 ; 291:20-28.
- .49 Lohrer H, Alt W, Gollhofer A . Neuromuscular properties and functional aspects of taped ankles. *AM J Sports Medicine* 1999;27(1):69-75.
- .50 Ludewig PM, Cook TM Alterations in shoulder kinematics and associated muscle activity in people with symptoms of shoulder impingement. *Phys Ther* 2000;80:276-291.
- .51 Ludewig PM, Phadke V, Braman JP, Hassett DR, Cieminski CJ, LaPrade RF. Motion of the shoulder complex during multiplanar humeral elevation. *J Bone Joint Surg* 2009;91:378-389.
- .52 Mallon WJ, Speer KP. Multidirectional instability :current concepts . *J Shoulder Elbow Surg* 1995; 4:54-64.

- .53 Matsen III FA. Stability. In: Matsen III FA, Lippitt SB, Sidles JA, Harrymsn II DT, editors. Practical evaluation and management of the shoulder. Philadelphia: W.B.Saunders ;1994, p.59-109.
- .54 McCaw ST, Cerullo JF. Prophylactic ankle stabilizers affect ankle joint kinematics during drop landings . *Medicine and Science in Sports and exercis* 1999;31(5):702-707.
- .55 McConnell J, Donnelly C, Hamner S, Dunne J, Besier T Passive and dynamic shoulder rotation range in uninjured and previously injured overhead throwing athletes and the effect of shoulder taping. *PM R* 2012;4:111-116.
- .56 McCloure PW, Michener LA, Karduna AR. Shoulder function and 3-dimensional scapular kinematics in people with and without shoulder impingement syndrome. *Phys Ther* 2006;86:1075-1090.
- .57 McCloure PW, Michener LA, Sennett BJ, Karduna AR. Direct 3-dimensional measurement of scapula kinematics during dynamic movement in vivo. *J Shoulder Elbow Surg* 2001;10:269-277.
- .58 McMahon PJ, Jobe FW, Pink MM, Brault JR, Perry J. Comparative electromyographic analysis of shoulder muscles during planar motions: anterior glenohumeral instability versus normal. *J Shoulder Elbow Surg* 1996;5:118-123.
- .59 Morin GE, Tiberio D, Austin G The effect of upper trapezius taping on electromyographic activity in the upper and middle trapezius region . *J of Sports Med* 1997;6:309-319.
- .60 Morris AD, Kemp GJ, Frostick SP. Shoulder electromyography in multidirectional instability. *J Shoulder Elbow Surg* 2004;13:24-29.
- .61 Mottram SL Dynamic stability of the scapula. *Manual Therapy* 1997;2(3):123-131.
- .62 Nyland JA, Caborn DNM, Johnson DL. The human glenohumeral joint: a proprioceptive and stability alliance. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc* 1998;6:50-61.
- .63 Oyama S, Myers JB, Wassinger CA, Ricci RD, Lephart SM. Asymmetric resting scapular posture in healthy overhead athlete. *J Athl Train* 2008; 43:565-570.
- .64 Pagnani MJ, Warren RT. Stabilisers of glenohumeral Joint .*Shoulder elbow surg.* 1994; 3:173-190.
- .65 Paine RM, Voight M. The role of the scapula *JOSPT* 1993; 18:386-391.
- .66 Perry J. Normal upper extremity kinesiology. *Phys Ther* 1978;58:265-278.
- .67 Phadke V, Camargo PR, Ludewig PM. Scapular and rotator cuff muscle activity during arm elevation: a review of normal function and alterations with shoulder impingement *Rev Bras Fisioter* 2009 February;13(1):1-9.

- .68 Pink M, Tibone JE. The painful shoulder in the swimming athlete. *Orthop Clinics of North America* 2000;31(2):247-261.
- .69 Poppen KN, Walker PS Normal and abnormal motion of the shoulder. *J of bone and joint surgery* 1976;58-A:195-201.
- .70 Platzer W. Anatomia umana,1 Apparato locomotore. *Ambrosiana editrice* 2000, 3°edizione.
- .71 Reinold MM, Wilk KE, Fleisig GS, Zeng N, Barrentine SW, Chmielewski T, Cody CR, Jameson GG, Andrews JR. Electromyographic analysis of the rotator cuff and deltoid musculature during common shoulder external rotation exercises. *J Orthop Sports Phys. Ther.* 2004;34:385-394.
- .72 Reinold MM, Savidge ET. Biomechanical considerations in shoulder rehabilitation exercise. *The Athlete's shoulder, Chapter 45* 589-601.
- .73 Robbins S, Waked E. Factors associated with ankle injuries: preventive measures. *Sports Medicine* 1998;25(1):63-72.
- .74 Sahrmann SA. Diagnosis and treatment of movement impairment Syndromes, 2002 1st edn, chapter 5, pp 193-245. Mosby, St. Louis.
- .75 Sarrafian SK. Gross and functional anatomy of the shoulder. *Clin Orthop.* 1983; 173:11-19.
- .76 Sharkey N, Marden R, Hansen P. The entire rotator cuff contributes to elevation of the arm. *J. Orthop. Res.* 1994; 12:699-708.
- .77 Schenk TJ, Brems JJ. Multidirectional instability of the shoulder: pathophysiology and management. *J Am Acad Orthop Surg* 1998;6:65-72.
- .78 Schmitt L, Snyder-Mackler L. Role of scapular stabilizers in etiology and treatment of impingement syndrome. *J of Orthop and Sports Phys Therap* 1999;29(1):31-38.
- .79 Selkowitz DM, Chaney C, Stuckey SJ, Vlad G. The effects of scapular taping on the surface electromyographic signal amplitude of shoulder girdle muscles during upper extremity elevation in individuals with suspected shoulder impingement syndrome. *J Orthop & Sports Phys Ther* 2007; 37(11):694-703.
- .80 Smith M, Sparkes V, Busse M, Enright S. Upper and lower trapezius muscle activity in subject with subacromial impingement symptoms: is there imbalance and can taping change it? *Phys Ther in Sports* 2009;3: 1-6.
- .81 Smith J, Kotajarci BR, Padgett DJ, Eischen JJ. Effect of scapular protraction and retraction on isometric shoulder elevation strength. *Arch Phys Med Rehabilitation* 2002;83:367-370.
- .82 Struyf F, Nijs J, Baeyens JP, Mottram S., Meeusen R. Scapular positioning and movement in unimpaired shoulder, shoulder impingement syndrome, and glenohumeral instability. *Scand J Med Sci Sports* 2011;21: 352-358.

- .83 Tate AR, McCloure P, Kareha S, Irwin D. Effect of the scapula reposition test on shoulder impingement symptoms and elevation strength in overhead athletes. *J of Orthop. Sports Phys Ther* 2008; 38:4-11.
- .84 Townsend H, Jobe FW, Pink M, Perry J. Electromyographic analysis of the glenohumeral muscles during a baseball rehabilitation program. *AM J Sports Med.* 1991;19:264-272.
- .85 Van der Helm FC, Pronk GM. Three-dimensional recording and description of motion of the shoulder mechanism. *J Biomech Eng* 1995;117:27-40.
- .86 Wadsworth DJ, Bullock-Saxton JE. Recruitment patterns of the scapular rotator muscles in freestyle swimmers with subacromial impingement. *International J of Sports Medicine* 1997;18:618-624.
- .87 Wallace DA, Beard DJ, Gill RHS, Carr AJ. Reflex muscle contraction in anterior shoulder instability. *J Shoulder Elbow Surg* 1997;6:579-586.
- .88 Wilk KE, Arrigo CA. Current concepts in the rehabilitation of the athletic shoulder. *J Orthop. Sports Phys Ther.* 1993; 18:365-379.
- .89 Wilk KE, Meister K, Andrews JR. Current concepts in the rehabilitation of the overhead throwing athlete. *AM J sports Med.* 2002; 30:136-151.
- .90 Wilkerson GB. Comparative biomechanical effects of the standard method of ankle taping and a taping method designed to enhance subtalar stability. *AM J Sports Medicine* 1991;19(6):588-595.
- .91 Wulker N, Wirth CJ., Plitz W, Roetman B. A dynamic shoulder model :reliability testing and muscle force study . *J. Biomech* 1995;28:489-499.