



UNIVERSITÀ POLITECNICA DELLE MARCHE
FACOLTÀ DI MEDICINA E CHIRURGIA

Corso di Laurea in **MEDICINA E CHIRURGIA**

**Deficit di intra-rotazione gleno-omeroale e
spessore della capsula posteriore:
*valutazione clinica ed ecografica in
atleti non professionisti***

Relatore: Chiar.mo
Prof. Antonio Pompilio Gigante

Tesi di Laurea di:
Gianluca Clementi

A.A. 2021/2022

SOMMARIO

| | |
|--|----|
| SOMMARIO | 2 |
| INTRODUZIONE | 3 |
| ARTICOLAZIONI MOBILI E CINESIOLOGIA | 4 |
| ANATOMIA e FISIOLOGIA DELLA SPALLA | 7 |
| CENNI DI FISIOPATOLOGIA DELLA SPALLA NELLO SPORT | 16 |
| BIOMECCANICA DEL TIRO | 17 |
| LANCIO DEL GIAVELLOTTO | 21 |
| LANCIO DEL MARTELLO | 23 |
| LANCIO DEL PESO | 25 |
| GIRD | 26 |
| INTRODUZIONE | 26 |
| DEFINIZIONE | 28 |
| EPIDEMIOLOGIA-EZIOPATOGENESI | 29 |
| DIAGNOSI | 30 |
| CLINICA | 32 |
| INFORTUNI | 32 |
| TRATTAMENTO | 33 |
| SCOPO DELLO STUDIO | 35 |
| MATERIALI E METODI | 36 |
| MISURAZIONE ECOGRAFICA DELLA CAPSULA POSTERIORE | 36 |
| MISURAZIONE DEL ROM GLENOMERALE | 37 |
| ANALISI DEI DATI | 37 |
| RISULTATI | 38 |
| DISCUSSIONE E CONCLUSIONI | 39 |
| DISCUSSIONE | 39 |
| CONCLUSIONI | 42 |
| BIBLIOGRAFIA | 44 |

INTRODUZIONE

Ad ogni disciplina sportiva sono associate condizioni patologiche di diversa tipologia, le quali possono derivare da traumatismi, dalla ripetizione di un determinato gesto atletico, da un allenamento inadeguato e altri svariati fattori. Lo studio di queste condizioni ricopre un ruolo fondamentale soprattutto per quanto riguarda la prevenzione di infortuni seri e permanenti, che possono non solo alterare la performance dell'atleta, ma anche impattare sulle sue attività quotidiane. Tra queste troviamo il *Glenohumeral internal rotation deficit (GIRD)*, condizione che riscontriamo nei cosiddetti *overhead athletes*, ovvero tutti quegli atleti che nella loro disciplina utilizzano un braccio per descrivere un movimento ad arco sopra la testa. Tale definizione permette di includere atleti di alcuni sport molto comuni, come tennis, pallavolo, baseball, pallamano, nuoto. La presenza del GIRD è stata ampiamente studiata proprio in sport più praticati come i sopraccitati, mentre si riscontra una carenza di dati per quanto riguarda sport meno comuni, come ad esempio il lancio del giavellotto, del peso e del martello; gli atleti praticanti tali discipline sono noti come *track and field throwers*.

Il GIRD costituisce un fattore di rischio per alcuni infortuni e la sua individuazione precoce risulta di fondamentale importanza per mettere in atto programmi di stretching, che devono essere inseriti nella preparazione fisica dell'atleta.

Con il termine GIRD si definisce un deficit della rotazione interna dell'articolazione gleno-omeroale. Tale deficit è la conseguenza di adattamenti che avvengono, in un tempo nemmeno troppo lungo, a livello osseo e dei tessuti molli della spalla posteriore. In particolare, i due principali attori sembrano essere l'aumentata retroversione omerale e l'ispessimento, con annessa rigidità, della capsula posteriore. Il primo, fa sì che nel riprodurre la tipica gestualità dell'atleta overhead, aumenti lo stress a livello delle strutture posteriori della spalla. Alcuni studi propongono un ruolo più importante del *total range of motion (TROM)* rispetto al solo GIRD nello stratificare il rischio di infortunio dell'atleta overhead. In letteratura la maggior parte degli studi a riguardo sono definiti come di bassa evidenza dalle revisioni sistematiche a disposizione e ciò riflette anche la difficoltà nell'avere un comune consenso riguardo la precisa definizione di questa condizione e le conseguenze ad essa associate; tuttavia, ad oggi è diffusamente riconosciuta l'associazione tra il GIRD e il rischio di incorrere in infortuni. Nel corso degli anni si sono susseguite diverse modifiche dei cut-off per stabilire con esattezza la

presenza del GIRD, attualmente si ritiene patologico un deficit di rotazione interna $\geq 18^\circ$ e una differenza del TROM $\geq 5^\circ$ rispetto alla spalla controlaterale.

Ciononostante, revisioni sistematiche suggeriscono l'utilizzo di una soglia più bassa per intervenire con programmi di stretching, infatti il cut-off attuale sembrerebbe escludere diversi pazienti che potrebbero beneficiare di tale approccio. L'individuazione precoce di questo deficit ci permetterebbe di intervenire con programmi di stretching mirati, che consentono di evitare un peggioramento della mobilità e soprattutto di prevenire gli infortuni associati. Essendo un approccio conservativo, sicuro e di facile esecuzione, la sua attuazione dovrebbe essere presa in considerazione a prescindere dalla misurazione della rotazione interna. Il GIRD e le sue conseguenze sono stati ampiamente studiati in discipline sportive più comuni, tra cui baseball, pallavolo e tennis. Pochissimi invece sono i dati a disposizione per i *track and field throwers*, discipline sicuramente più di nicchia rispetto alle sopracitate e, proprio per questo, caratterizzata da una maggiore difficoltà nel reclutare un'ampia popolazione per gli studi. Inoltre, il campione incluso in questi pochi studi è costituito da giavellottisti di alto livello.

Nell'intraprendere questo studio, abbiamo ipotizzato che la capsula posteriore potesse essere ispessita nella spalla dominante rispetto alla controlaterale anche nei lanciatori di giavellotto, peso e martello praticanti l'attività ad un livello più basso (quindi con un volume di allenamento minore) e che tale ispessimento potesse correlare negativamente con la rotazione gleno-omeroale interna.

Alla luce delle ipotesi di cui sopra, lo studio corrente si pone l'obiettivo, tramite valutazione clinica, di evidenziare la presenza del GIRD in un campione di *track and field throwers* di livello provinciale/regionale e, tramite studio ecografico, di evidenziare l'ispessimento della capsula posteriore alla base di tale deficit.

ARTICOLAZIONI MOBILI E CINESIOLOGIA

Per le informazioni riportate nel paragrafo corrente e nel successivo sono stati utilizzati il *Trattato di anatomia umana* di Anastasi et al^[1] e il primo volume di *Fisiologia articolare* di Kapandji I.A.^[2]

Le articolazioni si dividono in sinartrosi e diartrosi, dette anche rispettivamente immobili/semimobili e mobili: le articolazioni che costituiscono il complesso spalla

appartengono a quest'ultima categoria. Le diartrosi consentono movimenti molto ampi ed hanno in comune alcuni elementi che troviamo nelle diverse varianti di questa tipologia articolare: le superfici articolari, la capsula articolare e la cavità articolare. Nel dettaglio:

- I. le superfici articolari possono essere di varia forma, solitamente sono complementari tra loro, lisce in condizioni normali e quasi sempre rivestite dalla cartilagine articolare, la cui levigatezza in superficie consente lo scorrimento delle superfici scheletriche; inoltre, grazie all'intreccio delle fibre cartilaginee e al loro rapporto con i proteoglicani, la cartilagine articolare è caratterizzata da un'elevata resistenza alla pressione. In alcune diartrosi, le superfici articolari sono completate da formazioni fibrose, denominate come labbri, menischi, cercini; addirittura, in alcune, si trova un setto fibroso chiamato disco articolare, che divide completamente i due capi articolari.
- II. La capsula articolare avvolge le superfici articolari fissandosi a una certa distanza dalle stesse, direttamente sulle ossa. È formata da due strati, la membrana fibrosa superficialmente e la membrana sinoviale profondamente; entrambe hanno la stessa origine, ma la seconda ha una struttura diversa e proprietà istofisiologiche proprie. La membrana sinoviale produce tramite filtrazione del plasma il liquido sinoviale, che riempie la cavità articolare e ha funzione lubrificante. La quantità di tale liquido rimane invariata grazie all'equilibrio tra i processi di produzione e riassorbimento.
- III. La cavità articolare è una fessura contenente il liquido sinoviale delimitata dalle superfici articolari e dalla membrana sinoviale. Può essere unica o, quando vi è un disco articolare, doppia (in questo caso vi sono anche due membrane sinoviali). La cavità articolare può a volte continuare in borse sinoviali o in guaine tendinee situate esternamente alla capsula articolare, seguendo i diverticoli della membrana sinoviale.

Le diartrosi sono classificate in base alla conformazione delle superfici articolari in:

- articolazioni piane o artrodie: le superfici articolari sono piane, l'unico movimento che consentono è quello di scivolamento.
- articolazioni sferoidee o enartrosi: le superfici articolari hanno la conformazione di un segmento di sfera (convesso da una parte, concavo dall'altra). Sono

articolazioni molto mobili, l'articolazione gleno-omeroale appartiene a questo gruppo.

- articolazioni a condilo o condiloartrosi: simili alle enartrosi, ma lo sviluppo delle superfici non è lo stesso in tutte le direzioni. Le superfici hanno contorno ellissoidale; se i mezzi di unione sono molto lassi, sono possibili piccoli movimenti di rotazione, altrimenti sono consentiti solamente movimenti angolari, i quali possono effettuarsi nei piani corrispondenti ai due assi principali dell'ellisse.
- articolazioni a sella: una superficie è convessa in un senso e concava in un altro, ad angolo retto tra loro; l'altra superficie ha le stesse caratteristiche, ma con l'andamento curvilineo disposto in senso inverso. Queste articolazioni consentono solo movimenti angolari orientati nei piani che corrispondono agli assi delle due curvature. L'articolazione sterno-clavicolare appartiene a questo gruppo.
- ginglimi: le superfici sono rappresentate da segmenti di cilindro. In base all'asse del cilindro distinguiamo due ginglimi: angolare (troclea, l'asse è perpendicolare agli assi delle ossa che si articolano) e laterale (trocoide, l'asse coincide o è parallelo all'asse di almeno uno dei due capi articolari).

Prendendo in considerazione il numero degli assi attorno ai quali si svolgono i movimenti, distinguiamo articolazioni monoassiali, biassiali, triassiali e pluriassiali. Nelle articolazioni con più assi, questi sono ortogonali tra loro. L'articolazione gleno-omeroale può considerarsi un'articolazione pluriassiale perché gli assi attorno ai quali si può svolgere ogni movimento sono teoricamente infiniti. Le diverse diartrosi consentono movimenti differenti, i principali sono:

- scivolamento: il più semplice, una superficie scivola sull'altra senza rotazioni e modificazioni angolari. Le artrodie, ad esempio, consentono questo movimento.
- movimento angolare: la conseguenza di tale movimento è la modificazione dell'angolo tra le ossa costituenti l'articolazione (si può ampliare o ridurre). Esempio sono i movimenti di flessione/estensione e di abduzione/adduzione. Il movimento angolare è permesso dalle enartrosi, dai ginglimi angolari, della condiloartrosi e dalle articolazioni a sella.

- movimento di rotazione: avviene quando un osso ruota attorno a un asse. Tipico dei giugli laterali.
- movimento di circonduzione: quando un osso lungo nel suo movimento circonda un cono la cui circonferenza della base è delineata dall'estremo distale dell'osso e il cui vertice è situato nella cavità articolare. È la risultante dei movimenti di flessione-estensione e di abduzione-adduzione. Tipico dell'articolazione gleno-omeroale. Combinando i movimenti elementari attorno ai tre assi (in successione flessione, abduzione, estensione ed adduzione), il braccio descrive quindi nello spazio un cono irregolare detto cono di circonduzione. Quest'ultimo delimita, in una sfera che abbia per centro la spalla ed un raggio uguale alla lunghezza dell'arto superiore, un settore sferico di accessibilità, all'interno del quale la mano può raggiungere gli oggetti senza muovere il tronco.

L' articolazione gleno-omeroale è un' articolazione a tre assi principali con tre gradi di movimento; l'asse longitudinale dell'omero può coincidere con uno di questi tre assi o meglio situarsi in una posizione intermedia qualsiasi per autorizzare il movimento di rotazione esterna-interna.

ANATOMIA e FISILOGIA DELLA SPALLA

La spalla è l' articolazione più mobile di tutto il corpo umano.

Possiamo considerare tale articolazione da due punti di vista: funzionale e anatomico; funzionalmente la spalla è un unico complesso, anatomicamente invece è costituita da tre articolazioni vere e due articolazioni funzionali. In totale quindi si tratta di un complesso articolare costituito da cinque articolazioni:

- Articolazione gleno-omeroale, i cui capi articolari sono testa dell'omero e cavità glenoidea della scapola
- Articolazione sottodeltoidea: falsa articolazione risultante dallo scorrimento dei foglietti della borsa sottodeltoidea
- Articolazione acromion-claveare, tra l'acromion scapolare e l'estremità laterale della clavicola

- Articolazione sterno-costo-claveare, i cui capi articolari sono il manubrio sternale, la prima costa e l'estremità mediale della clavicola
- Articolazione scapolo-toracica: falsa articolazione risultante dallo scivolamento tra la scapola e le coste della gabbia toracica

Tali articolazioni sono divisibili in due gruppi:

- I. il primo gruppo è costituito dall'articolazione scapolo-omerale e dall'articolazione sotto-deltoidea; quest'ultima non è un'articolazione in senso anatomico (contatto di due superfici di scivolamento cartilagineo), ma lo è in senso fisiologico, perché comprende due superfici di scivolamento una vicino all'altra. L'articolazione sotto-deltoidea è meccanicamente legata alla scapolo-omerale, ovvero tutti i movimenti di quest'ultima comportano un movimento nella sotto-deltoidea.
- II. il secondo gruppo è costituito dall'articolazione scapolo-toracica (articolazione in senso fisiologico e non anatomico, è la più importante del gruppo, tuttavia non può funzionare senza le altre due che le sono meccanicamente associate), dall'articolazione acromio-clavicolare e dalla sterno-costo-clavicolare (entrambe articolazioni vere, situate rispettivamente alle estremità esterna e interna della clavicola).

In entrambi i gruppi le articolazioni sono meccanicamente coordinate, cioè esse funzionano nello stesso tempo. Praticamente, i due gruppi funzionano simultaneamente, secondo delle proporzioni variabili nel corso dei movimenti. Quindi le diverse articolazioni del complesso articolare funzionano simultaneamente e in proporzioni variabili da un gruppo all'altro.

Segue una breve esposizione sulle caratteristiche principali delle suddette articolazioni.

Articolazione gleno-omerale: appartiene al gruppo delle diartrosi, anche dette articolazioni mobili; nel dettaglio, si tratta di un'enartrosi, uno dei sei tipi di articolazione mobili, caratterizzato dalla forma emisferica delle superfici articolari (una concava e l'altra convessa) e dalla possibilità di movimento in tutti i sensi. È l'articolazione principale di questo complesso, i capi articolari sono rappresentati dalla

testa dell'omero e dalla superficie glenoidea della scapola, quindi unisce la cintura pettorale all'arto superiore. La testa omerale si orienta in alto all'interno ed indietro, corrisponde a circa un terzo di sfera, è liscia ed è rivestita da cartilagine ialina fino al livello del collo anatomico. Non si tratta di una sfera regolare perché il suo diametro verticale è più grande di pochi mm rispetto a quello antero-posteriore. In sezione vertico-frontale, si osserva che il suo raggio di curvatura decorre dall'alto in basso e che non esiste un unico centro di curvatura, ma una serie di centri di curvatura allineati seguendo una spirale. Quindi, solo quando la parte superiore della testa omerale è in contatto con la glena, l'articolazione è più stabile perché la zona di appoggio è più estesa. La cavità glenoidea si trova nell'angolo supero-esterno del corpo della scapola, si orienta in fuori, in avanti e in alto. È concava ed è meno estesa della superficie della testa omerale (rapporto 1:3). L'indice gleno-omerale esprime il loro rapporto, maggiore è l'indice, migliore sarà la stabilità articolare. Nonostante la suddetta sproporzione tra le superfici articolari, la congruenza tra esse è garantita dal cercine glenoideo, una formazione fibrocartilaginea anulare a sezione triangolare applicata sul bordo glenoideo, che aumenta la superficie della glena, ma soprattutto aumenta la sua concavità e quindi la capacità contenitiva ristabilendo così la congruenza delle superfici articolari. Il cercine glenoideo ricopre un ruolo rilevante anche dal punto di vista funzionale, in quanto stringe importanti rapporti con la capsula articolare e con il tendine del capo lungo del bicipite. È considerato uno stabilizzatore passivo dell'articolazione. Il cercine contribuisce alla stabilità attraverso tre meccanismi:

- I. costituendo un bordo fibrocartilagineo attorno alla glenoide alla quale sono ancorate le strutture capsulo-legamentose;
- II. aumentando la concavità della fossa glenoidea
- III. incrementando la stabilità articolare mediante l'aumento della superficie di contatto per la testa omerale, diminuendo così l'incongruenza articolare.

I mezzi di fissità dell'articolazione gleno-omerale sono rappresentati dai legamenti e dalla capsula articolare. I legamenti sono:

- il legamento coraco-omerale: questo può essere considerato il legamento "sospensore" dell'omero, in quanto insieme al muscolo sovraspinato e al tendine del capo lungo del bicipite si oppone al peso dell'arto. Controlla anche

l'eccessiva risalita della testa omerale. Va dal processo coracoideo della scapola al tubercolo maggiore dell'omero, aderendo alla capsula articolare. Si unisce insieme ad alcuni fasci del legamento gleno-omeroale superiore a formare il legamento trasverso dell'omero, che passa a ponte sul solco intertubercolare.

- I legamenti gleno-omeroali: rinforzano l'articolazione anteriormente e sono: legamento gleno-omeroale superiore, legamento gleno-omeroale medio, legamento gleno-omeroale inferiore; formano una Z posta sulla faccia anteriore della capsula. I legamenti gleno-omeroali collegano il labbro glenoideo e il contorno della cavità glenoidea all'estremità prossimale dell'omero. Extra-ruotando l'omero vengono messi in tensione tutti e tre i legamenti gleno-omeroali, con il movimento opposto (intra-rotazione) vengono invece detesi.

La capsula articolare possiede una capacità variabile. Si inserisce sul contorno della scapola a circondare il labbro glenoideo. Superiormente incorpora il tubercolo sopraglenoideo da cui parte il capo lungo del bicipite che risulta pertanto intracapsulare; inferiormente invece il tubercolo sottoglenoideo viene escluso. È composta da uno strato di tessuto di spessore variabile, con distinti ispessimenti che costituiscono i legamenti. L'ampia escursione della testa omerale in particolare nei movimenti di abduzione e rotazione esterna è resa possibile dalla presenza di due importanti recessi capsulari:

- I. recesso glenoideo anteriore: deteso in intrarotazione, si tende in rotazione esterna.
- II. recesso ascellare; deteso ad arto addotto, si tende ad arto abdotto.

Normalmente, la capsula articolare con annesso apparato legamentoso, aumenta progressivamente la tensione avvicinandosi ai gradi estremi di movimenti.

Articolazione sotto-deltaoidea: articolazione funzionale, rappresenta un piano di scivolamento. Grazie alla borsa sierosa sottodeltoidea, che si estende nello spazio compreso tra la testa omerale e l'arco coraco-omeroale, permette lo scivolamento della faccia profonda del deltoide sulla cuffia dei muscoli periarticolari, inserendosi sull'estremità superiore dell'omero. Tale articolazione è meccanicamente legata alla

scapolo-omerale e, da un punto di vista funzionale, permette sia lo scivolamento dei tendini della cuffia sia, per la sua particolare conformazione, la protezione e la contenzione della testa omerale da eventuali traumi lussanti.

Articolazione acromion-claveare: è un'articolazione vera in senso anatomico, i capi articolari sono l'angolo supero-esterno del processo acromiale e l'estremità laterale della clavicola. Si tratta di un'artrodia, non raramente doppia, perché tra le superfici articolari può interpersi un disco articolare fibrocartilagineo. La capsula articolare è rinforzata dai legamenti acromioclavicolare e il coracoclavicolare (a distanza); quest'ultimo è costituito da due fasci, quello anteriore (trapezoide) e quello posteriore (conoide), entrambi tesi tra processo coracoideo e clavicola (in punti diversi). Funzionalmente il sistema articolato sterno-acromio-clavicolare, insieme all'articolazione scapolo-toracica, regola la posizione e l'orientamento dell'articolazione gleno-omerale ed in particolare l'orientamento della glena in tutti i movimenti dell'arto superiore oltre i 90° (ritmo scapolo-omerale). I movimenti permessi da questa articolazione sono ridotti movimenti di scivolamento che modificano l'angolo che si forma tra scapola e clavicola; consente inoltre rotazione della scapola in entrambi i sensi.

Articolazione scapolo-toracica: è un'articolazione non vera in senso anatomico ma funzionale; rappresenta un piano di scivolamento che consente i movimenti della scapola in rapporto al torace grazie alla presenza di due spazi di scorrimento (spazio omo-seratico e spazio toraco-seratico del gran dentato): favorisce lo scivolamento della superficie anteriore della scapola, ricoperta dal muscolo sottoscapolare, sul piano costale. Tale articolazione garantisce un corretto orientamento della cavità glenoidea incrementando significativamente l'escursione articolare e il sincronismo scapolo-omerale. In tale azione, si attivano coordinatamente i muscoli fissatori della scapola (coppia funzionale trapezio-gran dentato) e i muscoli che modulano l'orientamento scapolare (romboidi, elevatore della scapola, piccolo pettorale, gran pettorale e gran dorsale).

Articolazione sterno-costo-claveare: anatomicamente vera, i capi articolari sono l'estremità mediale della clavicola, la prima costa e lo sterno. Si tratta di un'articolazione a sella, doppia per la presenza di un disco articolare. La capsula articolare è rinforzata da diversi legamenti: legamenti sternoclavicolari (anteriore e

posteriore), legamento interclavicolare (superiormente) e il legamento costoclavicolare (a distanza). Tale articolazione, connettendo il cingolo scapolare con lo sterno, rappresenta l'unico vincolo anatomico tra arto superiore e torace. Consente innalzamento/abbassamento, circumduzione e proiezione anteriore/posteriore della clavicola.

I muscoli periarticolari a direzione trasversale, assicurano la coattazione delle superfici articolari: costringono la testa omerale nella cavità glenoidea. Questi sono il sovraspinoso, il sottoscapolare, il sottospinoso, il piccolo rotondo, che nel loro insieme formano la cuffia dei rotatori. Il tendine del capo lungo del bicipite è considerato parte funzionale di questo gruppo muscolare (quando si contrae il bicipite, il tendine ancorato sopra il tubercolo glenoideo spinge la testa verso l'interno). Quando i muscoli della cuffia dei rotatori si contraggono insieme, creano una forza compressiva che tiene la testa omerale centrata nella glenoide, abbassandola durante i movimenti della spalla (soprattutto quelli overhead) e impedendo il suo dislocamento verso l'alto.

I muscoli longitudinali del braccio e del cingolo scapolare (capo breve del bicipite, capo lungo del tricipite, fasci del deltoide, fascio clavicolare del grande pettorale), con la loro contrazione tonica, impediscono alla testa omerale di lussarsi al di sotto della glenoide sotto la trazione di un peso tenuto in mano; tuttavia, questo ruolo viene esplicato solo in caso di grandi trazioni verso il basso (oggetti molto pesanti), altrimenti il ruolo di sostegno in condizioni normali viene effettuato dalla parte inferiore della capsula.

Viceversa, la lussazione verso l'alto, dovuta a un'eccessiva contrazione di questi muscoli, è impedita e frenata dalla volta acromion-coracoidea ispessita per l'inserzione del sottospinoso; se questo è distrutto, la testa omerale urta direttamente sulla faccia inferiore dell'acromion e del legamento acromion-coracoideo e questa è la causa dei dolori nella sindrome della rottura della cuffia dei rotatori.

I muscoli rotatori sono suddivisi in interni (grande dorsale, grande rotondo, sottoscapolare, grande pettorale) ed esterni (sottospinoso e piccolo rotondo). Il sottospinoso è il più potente tra i rotatori esterni, il sottoscapolare invece rappresenta il principale muscolo rotatore interno dell'omero. I rotatori esterni sono inferiori per numero e potenza ai rotatori interni, tuttavia sono indispensabili per la funzionalità dell'arto superiore, in quanto solo essi sono in grado di staccare la mano dalla

superficie anteriore del tronco, portandola in avanti e all'esterno (movimento indispensabile per la scrittura ad esempio). La rotazione della scapolo-omerale non riesce da sola a completare la rotazione dell'arto superiore, senza i cambiamenti di orientamento della scapola (e quindi della glenoide) nei movimento di traslazione laterale della scapola stessa; questo cambiamento di orientamento di 40-45° aumenta corrispondentemente l'ampiezza della rotazione. I muscoli motori sono: per la rotazione esterna (adduzione della scapola) il romboide e il trapezio, per la rotazione interna (abduzione della scapola) il grande dentato e il piccolo pettorale.

La meccanica articolare dell'articolazione della spalla è molto complessa, perché essendo costituita da più articolazioni, possiede una grande varietà di movimenti. Possiede tre gradi di movimento che permettono l'orientamento dell'arto superiore in rapporto ai tre piani dello spazio, grazie ai suoi tre assi principali: asse trasversale, antero-posteriore e verticale.

L'asse trasversale permette i movimenti di flessione-estensione eseguiti in un piano sagittale. L'estensione è un movimento di ampiezza modesta (45-50°) a cui partecipano il grande e il piccolo rotondo, il fascio posteriore e spinoso del deltoide e il grande dorsale per quanto riguarda la scapolo-omerale; il romboide, fascio mediano e trasversale del trapezio, grande dorsale per quanto riguarda la scapolo-toracica. La flessione invece è un movimento di grande ampiezza (180°) e può essere suddivisa in tre tempi:

- I. da 0 a 50-60°, i muscoli interessati sono: fasci anteriore e claveare del deltoide, il coraco-brachiale e i fasci superiore e claveare del grande pettorale. Due fattori limitano questa flessione della scapolo-omerale: la tensione del legamento coraco-omerale e la resistenza dei muscoli piccolo rotondo, grande rotondo e sottospinoso.
- II. da 60° a 120°, dove entra in gioco il cingolo-scapolare, c'è la combinazione di una rotazione di 60° della scapola, che orienta la glenoide in alto e in avanti, e una rotazione assiale nelle articolazioni sterno-costo-claveare e acromio-claveare, ciascuna in ragione di 30°. I muscoli interessati sono trapezio e grande

dentato. Questa flessione della scapolo-toracica è limitata dalla resistenza offerta dal grande dorsale e dal fascio inferiore del grande pettorale.

- III. da 120° a 180°, le altre due articolazioni sono bloccate a questo punto, così interviene il rachide. Se la flessione è monolaterale è sufficiente inclinare lateralmente il rachide, se è bilaterale il movimento avviene grazie ad una iperlordosi per azione dei muscoli lombari.

L'asse antero-posteriore permette i movimenti d'abduzione e adduzione effettuati in un piano frontale. Partendo dalla posizione di riposo, l'adduzione non è possibile sul piano frontale per la presenza del tronco. Dalla posizione di riferimento, sarà possibile solo se combinata ad un'estensione (adduzione molto modesta) o ad una flessione (adduzione fra i 30° e i 45°). Partendo da una qualsiasi posizione di abduzione, l'adduzione è sempre possibile sul piano frontale fino alla posizione di riferimento (adduzione relativa). I muscoli dell'adduzione sono: grande-rotondo, grande dorsale, grande pettorale e romboide. L'abduzione è il movimento che allontana l'arto superiore dal corpo sul piano frontale e può essere suddivisa in tre fasi:

- I. da 0° a 60°, per cui è sufficiente solo l'articolazione scapolo omerale
- II. da 60° a 120°, che necessita della partecipazione della scapolo-toracica
- III. da 120° a 180°, che utilizza oltre alle due suddette l'inclinazione del tronco dal lato opposto

I muscoli che partecipano all'abduzione sono deltoide, sovraspinoso, grande dentato, trapezio, sottoscapolare, sottospinoso e piccolo rotondo. Il deltoide, attivo sin dall'inizio dell'abduzione, da solo può portarla fino alla sua completa ampiezza. La sua massima azione è circa 90° di abduzione. Sottoscapolare, sottospinoso e piccolo rotondo contraendosi impediscono alla testa omerale di lussarsi in alto e lateralmente. L'azione del sovraspinoso invece è qualitativa per quanto riguarda la coaptazione articolare (azione sinergica a quella degli altri rotatori) e quantitativa per la resistenza e la potenza dell'abduzione (aiuta validamente il deltoide che, quando lavora isolatamente, si affatica ben presto). Nello specifico, il movimento di abduzione può realizzarsi armonicamente solo se la coppia deltoide-sovraspinoso agisce sinergicamente: il deltoide assicura la rotazione della testa, il sovraspinoso ne garantisce il centramento con abbassamento della glena.

Questi muscoli portano un diverso contributo nelle tre fasi dell'abduzione:

- I. da 0° a 90° i muscoli interessati sono essenzialmente deltoide e sovraspinoso. Essi formano la coppia degli abduttori della scapolo-omerale. Questo primo tempo termina a 90° circa quando la scapolo-omerale si arresta per il contatto tra trochite e margine superiore della glenoide.
- II. Da 90° a 150° l'articolazione scapolo-omerale è bloccata e l'abduzione può continuare solo con l'intervento della scapolo-toracica e dei due muscoli che costituiscono gli abduttori di questa articolazione, ovvero trapezio e grande dentato. Il movimento si arresta a 150° circa per la resistenza dei muscoli adduttori: grande dorsale e grande pettorale.
- III. Da 150° a 180° interviene il rachide, nello specifico i muscoli spinali. Nell'abduzione di un solo braccio sarà sufficiente un'inclinazione laterale, per azione dei muscoli spinali; nell'abduzione di entrambe ci vuole anche una iperlordosi lombare, anche questa sotto azione dei muscoli spinali.

L'asse verticale permette i movimenti di flessione e di estensione eseguiti in un piano orizzontale. La posizione di riferimento è l'arto superiore in abduzione a 90° nel piano frontale, che richiede l'utilizzo dei seguenti muscoli: fasci acromiali del deltoide, sottospinoso, fasci superiori e inferiori del trapezio e il grande dentato. A partire da questa posizione, la flessione orizzontale può essere di massimo 140° e necessita dei seguenti muscoli: fasci antero-interni, antero-esterni e acromiali del deltoide, sottoscapolare, grande e piccolo pettorale e grande dentato. L'estensione orizzontale invece, sempre considerando la posizione di riferimento, è un movimento meno ampio, può raggiungere infatti i 40°, mettendo in gioco i seguenti muscoli: fasci postero-interni, postero-esterni e acromiali del deltoide, sottospinoso, sovraspinoso, grande e piccolo rotondo, romboide, trapezio, grande dorsale. Quindi riassumendo l'ampiezza globale di questi movimenti di flesso-estensione orizzontale arriva a 180° (dalla posizione estrema anteriore alla posizione estrema posteriore). Andando in senso antero-posteriore, si attivano successivamente tutti i fasci del deltoide, che è il muscolo principale responsabile di questi movimenti.

L'asse longitudinale dell'omero permette la rotazione esterna (ampiezza massima 80°) e interna (ampiezza massima 110°) dell'arto superiore secondo due diverse modalità:

- I. rotazione volontaria (aggiunta), che utilizza il terzo grado di libertà ed è possibile soltanto nelle articolazioni a tre assi (enartrosi). Questo avviene per la contrazione dei muscoli rotatori.
- II. rotazione automatica (congiunta), che appare senza alcuna azione volontaria nelle articolazioni a tre assi quando queste sono utilizzate come articolazioni a due assi. Per comprendere questa rotazione, immaginiamo di avere il nostro braccio lungo il corpo, il palmo della mano verso l'interno e il pollice che guarda in avanti; da questa posizione, effettuiamo un'abduzione di 180° nel piano frontale, poi un movimento di estensione relativo di -180° nel piano sagittale: ci ritroveremo con l'arto nuovamente lungo il corpo, ma il palmo della mano verso l'esterno e il pollice diretto indietro. Abbiamo quindi ottenuto automaticamente una rotazione interna di 180°, con un movimento in successione, cioè effettuato successivamente attorno ai due assi di un'articolazione con due gradi di libertà (la spalla possiede tre gradi di libertà, ma in questo esempio viene utilizzata come un'articolazione a due assi). Con una rotazione volontaria, possibile solo nelle articolazioni a tre assi, si ritorna alla posizione iniziale.

Riassumendo, la spalla è capace di effettuare due tipi di rotazione longitudinale: la rotazione volontaria e la rotazione automatica. In ogni istante queste due rotazioni si sommano algebricamente.

CENNI DI FISIOPATOLOGIA DELLA SPALLA NELLO SPORT

Per le informazioni che seguono in questo paragrafo è stato utilizzato il testo *Traumatologia dello sport- Lesioni tipiche da sport e tutela dell'atleta* di R.Frignani.^[3]

Il complesso spalla è costituito da un insieme di articolazioni e solamente movimenti coordinati di tali articolazioni consentono un normale funzionamento di questo complesso. Le articolazioni in questione sono: sterno-clavicolare, acromioclavicolare, gleno-omerale, scapolo-toracica e sotto-deltaidea. Il movimento di queste articolazioni è il risultato dell'interazione tra circa trenta muscoli. Qualsiasi alterazione in senso

patologico di questo sistema muscolo-tendineo può stravolgere la normale biomeccanica della spalla.

Negli atleti overhead, la caratteristica gestualità che descrive un arco sopra la testa, ripetuta ad ogni lancio, nel tempo va ad alterare questo complesso a causa di stress tensionali a volte eccessivi ed esagerati a carico di muscoli, tendini e strutture capsulo-legamentose. Tali stress e le conseguenti alterazioni anatomiche possono esitare in diversi quadri patologici a carico della spalla, accumulati da una sintomatologia dolorosa, da cui nasce il concetto di spalla dolorosa dell'atleta.

L'articolazione gleno-omeroale è provvista allo stesso tempo della massima libertà di movimento e della minima stabilità articolare; questa instabilità propria è riconducibile alla lassità capsulare, a legamenti poco validi e alla poca congruenza delle superfici articolari. Tutto ciò viene compensato dall'azione dei muscoli della cuffia che mantengono centrata la testa omerale nella cavità glenoidea della scapola.

Nel lancio del giavellotto, nel baseball, nel tennis, nel nuoto e nelle altre discipline in cui sono impegnati gli overhead athletes, la spalla funge da catapulta e la forza si scarica sulle strutture tendinee e capsulari, causando un danno. Nelle fasi iniziali della spalla dolorosa dell'atleta vi è una correlazione con la gestualità tipica degli overhead athletes, in cui si osservano eccessivi sovraccarichi trazionali ripetitivi e continui di tipo eccentrico.

BIOMECCANICA DEL TIRO

L'azione di tirare o lanciare, ricorrente negli sport "overhead", è un'azione sportiva complessa e dinamica che, ripetuta nel tempo, costituisce un fattore di stress per le strutture della spalla, sia anteriori che posteriori, creando dei microtraumi ai tessuti molli di sostegno dell'articolazione.

Sono stati condotti molti studi riguardo la biomeccanica del tiro eseguito dal "pitcher" nel baseball, la cui analisi è utile per comprendere più approfonditamente cosa avviene in questo tipo di azione negli atleti overhead; ovviamente vi sono differenze tra i vari sport, dovute ad esempio a regole diverse, ma da un punto di vista biomeccanico ci sono similitudini.^[4]

Nell'azione di lanciare la palla, il lanciatore procede attraverso cinque fasi^[4,5,6,7]:

- I. *windup* (preparazione)
- II. *cocking* (caricamento)
- III. *acceleration* (accelerazione)
- IV. *deceleration* (decelerazione)
- V. *follow-through* (accompagnamento)

Nel lancio sono diversi i segmenti corporei che entrano in gioco, osserveremo più nel dettaglio solamente quello che avviene a livello della spalla e del braccio (catena cinetica distale).

Windup: l'obiettivo di questa fase è disporsi con il corpo in maniera ottimale per iniziare il tiro. In questa fase del tiro ha più importanza la parte inferiore del corpo e il tronco rispetto alla parte superiore. L'azione della parte anteriore e mediale del deltoide, del sopraspinato e della parte clavicolare del gran pettorale mantengono la spalla abdotta e flessa. Anche il gomito è mantenuto in posizione di flessione grazie alla contrazione isometrica dei principali flessori del gomito (brachiale, bicipite, brachioradiale).^[8]

Cocking: il braccio si trova nella cosiddetta posizione di Aber, a 90° di abduzione, massima rotazione esterna e abduzione orizzontale. Tale posizione è necessaria per allungare i muscoli che accelerano il braccio. Da questo momento in poi, l'energia generata dai segmenti inferiori del corpo e dal tronco, è velocemente e sistematicamente trasferita alla palla attraverso la parte superiore del corpo.^[4,9]

A livello della spalla, avviene un'escursione articolare eccessiva, che causa una sovradistensione della componente capsulo-legamentosa e quindi un'instabilità dell'articolazione gleno-omeroale; da qui risulta evidente l'importanza del compenso messo in atto dalla cuffia dei rotatori e del capo lungo del bicipite, la cui azione combinata garantisce una stabilità dinamica.^[10]

Con la spalla in questa posizione, si ha la retrazione della scapola (massima rotazione esterna), importante perché mantiene uno spazio sub-acromiale sufficiente e previene le dinamiche dell'impingment. I muscoli coinvolti in questa rotazione sono l'elevatore della scapola, dentato anteriore, trapezio, romboidi e piccolo pettorale. La parte finale della fase di caricamento è chiamata "momento critico", per le enormi forze a cui è sottoposta l'articolazione: è proprio in questo momento che, con il ripetersi del gesto nel

tempo, si strutturano i cambiamenti adattativi e patologici nella spalla dell'overhead athlete: un'alterazione ossea, capsulo-legamentosa e muscolare delle strutture intra e peri articolari determina un aumento della rotazione esterna e una riduzione della rotazione interna della gleno-omeroale, con un arco di movimento totale che rimane comparabile alla spalla controlaterale. Questo adattamento permette all'atleta di rilasciare la palla al momento del lancio con maggiore velocità e precisione. Tuttavia, quando il deficit di rotazione interna (GIRD) supera i 18/20°, questo predispone la spalla ad un maggior rischio di lesione.^[8]

Acceleration: rappresenta meno del 2% del tempo necessario a eseguire il tiro, avviene in un intervallo di tempo compreso tra 42 e 58 ms.^[11] È la fase di massima esplosività, dalla posizione di massima rotazione esterna si effettua una rapida rotazione interna per il rilascio della palla. Per passare a questa posizione, opposta della precedente, si contraggono concentricamente il tricipite, il gran pettorale, il gran dorsale e il dentato anteriore. L'estensione del gomito segue la rotazione interna della spalla.^[8] All'inizio di questa fase, il carico sulla parte anteriore del legamento gleno-omeroale inferiore diminuisce (in maniera tanto più rapida quanto più rapida è la rotazione interna) e poi viene trasferito su altre strutture legamentose, in particolare nella parte posteriore della capsula. Il cercine antero-superiore è esposto ad un alto rischio di lesioni a causa della lassità della parte anteriore del legamento gleno-omeroale inferiore. Poco prima del rilascio della palla, il braccio si muove leggermente in direzione dell'abduzione orizzontale in risposta alla rapida rotazione interna dell'omero. Con il rilascio della palla si conclude la fase di accelerazione, il braccio si trova a 0° di abduzione orizzontale.^[4]

Deceleration: obiettivo di questa fase è rallentare il braccio dopo aver rilasciato la palla e disperdere in modo sicuro l'energia cinetica in eccesso, per minimizzare il rischio di danni. Dopo aver lasciato la pallina, il braccio si adduce orizzontalmente e continua a ruotare internamente^[6,8]; affinché questo avvenga, devono intervenire importanti forze eccentriche. La rotazione interna della gleno-omeroale è controbilanciata dalla contrazione dei muscoli infraspinato e piccolo rotondo. La cuffia dei rotatori e la capsula posteriore limitano l'eccessiva traslazione anteriore della testa omeroale sulla glenoide.^[6] I muscoli che frenano la forza sviluppata dal movimento di intrarotazione sono i muscoli posteriori della spalla, in particolare il sottospinoso e il sovraspinoso, i quali si contraggono eccentricamente a questo fine.^[8,12] La fase di accelerazione era

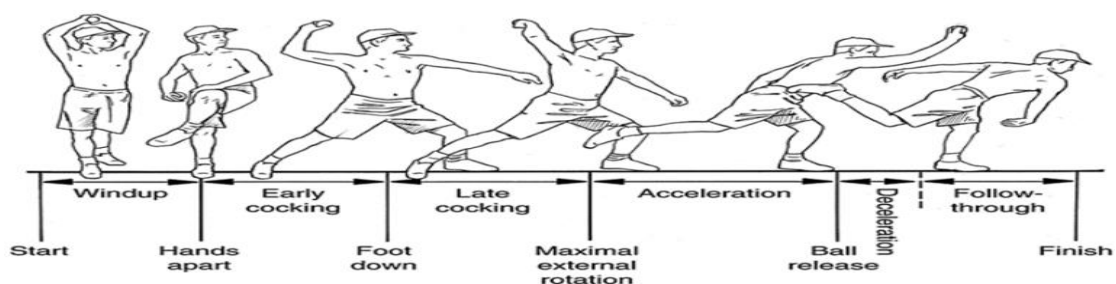
iniziata con la spalla in massima rotazione esterna, la fase di decelerazione invece si conclude con la spalla in massima rotazione interna.^[8]

Follow-through: il deltoide e i muscoli della cuffia continuano a contrarsi eccentricamente per proseguire la decelerazione del braccio e il dentato anteriore, il trapezio e i romboidi lavorano eccentricamente per decelerare la scapola.^[8,13] L'avambraccio e il gomito sono decelerati dalla contrazione del bicipite. La forza necessaria per decelerare il braccio in questa fase è generalmente minore rispetto a quella richiesta nella fase precedente.^[8,14] Vi è un'adduzione sul piano orizzontale e frontale della gleno-omeroale. Durante questa fase di accompagnamento avvengono la maggior parte delle lesioni "overuse" a livello della parte posteriore del braccio o del tronco, perché l'energia generata per rilasciare con forza e precisione la palla potrebbe non essere dissipata correttamente durante la decelerazione.^[8,15,16]

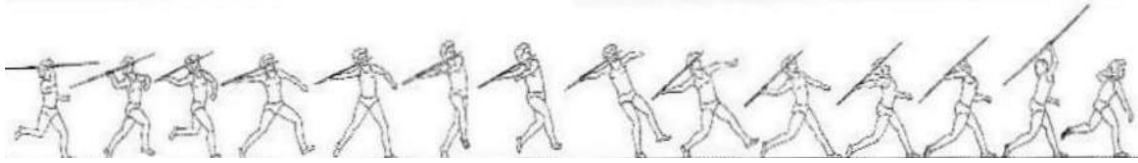
Nonostante nella suddetta trattazione della biomeccanica del lancio non ci siamo soffermati sui movimenti del tronco e della parte inferiore del corpo (catena cinetica prossimale), è bene ricordare che infortuni a carico di questi distretti aumentano il rischio di infortuni a carico di spalla e braccio (catena cinetica distale).^[8]

Il lancio non è compito esclusivo della spalla e del braccio, ma questi sono solo gli "effettori" finali di tale azione. Un ruolo cruciale è svolto dal busto, sia nella generazione di energia, sia nel trasferimento di quest'ultima al braccio lanciante.^[17]

Mentre le tecniche di lancio variano tra le varie discipline, la catena cinetica è comune: la generazione di energia dalle estremità inferiori e il suo trasferimento alle estremità superiori. Tale catena nei lanciatori overhead inizia a livello dei piedi; l'energia viene poi trasferita attraverso gli arti inferiori e il bacino al tronco e da qui attraverso il complesso scapolo-omeroale alla spalla e all'arto superiore, che impugna lo strumento.



LANCIO DEL GIAVELLOTTO



Le fasi del lancio del giavelotto sono state prese da Domenico Di Molfetta, “Aspetti tecnici e biomeccanici nel lancio del giavelotto”, Atti Raduno FIDAL, 2007.^[18]

Il modello di attivazione della catena cinetica nel lancio del giavelotto è simile a quello di un lanciatore di baseball e include falcata, rotazione del bacino, rotazione della parte superiore del busto, estensione del gomito, rotazione interna della spalla e flessione del polso. Durante la *cocking phase* del lancio, il braccio viene abdotto e ruotato esternamente, causando elevate forze traslazionali anteriori sulla glenoide. Queste forze sono contrastate da stabilizzatori che includono il labbro glenoideo, i legamenti glenoidei e la capsula articolare. La stabilizzazione dinamica è fornita dai muscoli della cuffia dei rotatori insieme al tendine del capo lungo del bicipite. Nella fase *follow through* si genera la maggior contrazione muscolare: si osserverà una contrazione eccentrica dei muscoli al fine di rallentare il braccio.^[81]

Fase ciclica: è la fase che va dall’inizio della rincorsa all’inizio dell’arretramento del giavelotto. L’obiettivo di questa fase è raggiungere una velocità di rincorsa ottimale che permetta di accelerare nella fase successiva.

Fase aciclica: in questa fase lo scopo dell’atleta è di raggiungere le condizioni biomeccaniche che permettano di ottenere le giuste pretensioni muscolari e i corretti angoli di impostazione dell’attrezzo. L’atleta esegue quattro-sei passi lateralmente, quindi cinque-sette appoggi, in cui svolge un ruolo fondamentale la ritmica che deve garantire la progressiva accelerazione finale. Il braccio ed il giavelotto si allineano con l’asse delle spalle all’inizio della fase aciclica, il puntale si troverà all’altezza del mento. Nel procedere dell’atleta, la posizione arretrata del busto non è dovuta ad un suo effettivo arretramento, ma vi è un’azione rapida di piedi e gambe che vanno ad anticipare il busto, a “sorpassare” la parte superiore del corpo.

Fase impulso: l’atleta esercita una forte spinta in avanti, con la gamba sinistra che supera in volo la gamba destra e con il busto sempre anticipato dagli arti inferiori.

Fase di mono-appoggio: in questa fase lo scopo dell'atleta è di raggiungere le condizioni biomeccaniche e la posizione ottimali per il rilascio dell'attrezzo. Teoricamente al termine di questa fase:

_ il piede destro dovrebbe essere orientato in avanti con un angolo di 45° rispetto alla direttrice di lancio

_ il braccio lanciaante è disteso dietro con la mano supinata e all'altezza della spalla

_ l'asse del giavellotto è parallelo all'asse delle spalle

_ prima di toccare il terreno la gamba di puntello deve ricercare la massima estensione e tensione muscolare

_ angolo dell'attrezzo deve oscillare tra i 30°-35° rispetto all'orizzontale

Fase di doppio-appoggio: questa fase è costituita da posizioni peculiari di questa specialità, a partire dall'appoggio della gamba di puntello, che si trova estesa ed in forte tensione, a 45° gradi rispetto all'orizzontale. Gli assi delle spalle e del giavellotto sono ancora allineati. Il braccio lanciaante è allungato all'indietro, con la mano supinata ed all'altezza della spalla, atono e non attivo. La gamba destra spinge le anche in direzione del puntello, realizzando così la posizione ad "arco" o di massima tensione. Inizia la frontalizzazione delle spalle grazie a una forte rotazione del piede, del ginocchio, delle anche e delle spalle nella direzione di lancio. La rotazione viene bloccata dal lato sinistro (lato del puntello) e le spalle sono così fissate sul piano frontale. È la fase più critica e rilevante del lancio.^[19] C'è un grande ritorno di forza elastica, dovuto all'attivazione in successione delle strutture muscolari prossimali (vicine al tronco, più forti) e distali (meno forti, ma più veloci). La corretta esecuzione di questa fase consente all'atleta di lanciare il giavellotto a una velocità maggiore.

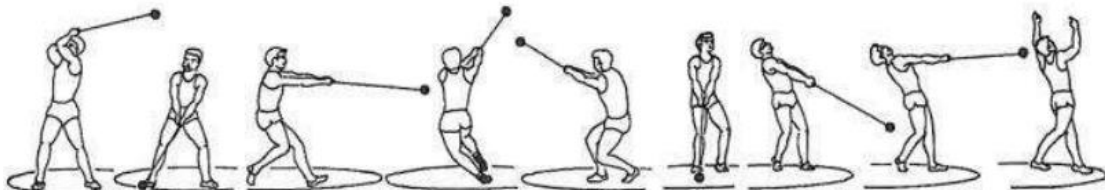
Fase di rilascio: il braccio lanciaante diventa attivo, con intervento in successione di gomito, avambraccio e mano. È molto importante che il braccio non intervenga prima, altrimenti anticiperebbe le fasi precedenti. La gamba sinistra continua ad essere estesa, ed il bacino in forte tensione per fissarsi e non indietreggiare. Nel mentre si mantengono giavellotto e sguardo il più possibile orientati verso la direzione di lancio. Le variabili più significative in quest'ultima fase sono la velocità di rilascio, l'angolo di posizionamento dell'attrezzo e l'angolo di uscita dello stesso.

Fase di recupero: è la fase che va dal rilascio dell'attrezzo al recupero della stabilità (fondamentale per evitare il nullo di pedana). Per raggiungere tale obiettivo al meglio,

l'atleta deve appoggiare la gamba di puntello a 1,5-2 mt. Rispetto il limite della pedana, in modo tale che possa poi frenare con il piede destro che passerà in avanti dopo il rilascio del giavellotto. Lo sguardo rimane orientato nella direzione di lancio.

Durante il lancio vi è una fase di extra-rotazione della spalla seguita da una “frustrata finale”. Nel dettaglio, vi è prima una rotazione esterna volontaria del braccio seguita poi da un'ulteriore extra rotazione passiva. La clavicola viene portata indietro, oltre le ultime coste, così la scapola può staccarsi dalla gabbia toracica consentendo all'articolazione gleno-omeroale di lavorare più alto-dietro. A questo punto inizia la fase di lancio vera e propria, in cui si osserva una brusca contrazione dei muscoli intra-rotatori, del gran pettorale e della porzione anteriore del deltoide. In questa fase le strutture posteriori della spalla vengono iper-distese. Se avviene un errore in questa sequenza, la forza verrà applicata verso il gomito, aumentando così il rischio di traumi alla spalla e al gomito stesso.

LANCIO DEL MARTELLO



Le informazioni riguardanti il lancio del martello sono state prese dallo studio di Castaldi et al^[79] e da “Teoria e fondamentali dei lanci” del Prof. Arrigo Belli.^[80]

Il lancio del martello è una disciplina caratterizzata da caratteristiche biomeccaniche uniche. Per gli uomini, il martello ha una massa minima di 7 kg, il cavo una lunghezza massima di 121,5 cm e la sfera un diametro compreso tra 11 cm e 13 cm. Per le donne, la massa è minimo di 4 kg, la lunghezza massima di 119,5 cm e il diametro tra 9,5 cm e 11 cm.

Sintetizzando, le fasi del lancio del martello sono tre: preliminari, rotazioni e rilascio.

L'obiettivo dei preliminari è quello di accelerare il martello tramite delle oscillazioni, generalmente due o tre, ad ampiezza e velocità crescenti. Il lanciatore si trova nella parte posteriore della pedana, con i piedi leggermente più distanziati rispetto alle spalle, il tronco verticale e rivolto in direzione opposta a quella del lancio; da questa posizione,

inizia a ruotare il martello sopra la testa in senso antiorario o orario, rispettivamente per atleti destrimani o mancini. Quando il martello raggiunge il punto più alto della sua orbita il tronco ha una torsione a destra mentre nella fase discendente si assiste a una distensione delle braccia e una detorsione completa dell'asse delle spalle verso sinistra. Il bacino compie un lavoro attivo per garantire una maggior comodità nella tenuta della stabilità.

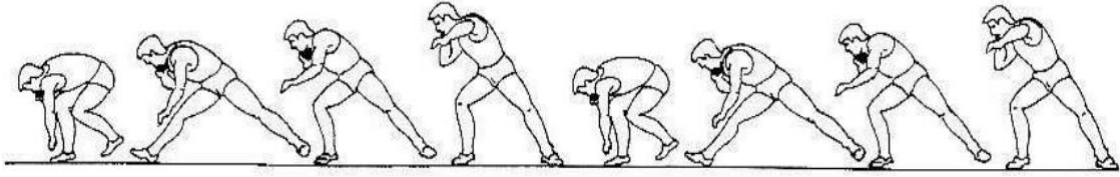
L'obiettivo delle rotazioni invece è il passaggio dal bordo posteriore al bordo anteriore della pedana, punto da cui si misura la distanza percorsa dal martello. Durante i giri, il piede sinistro rimane sempre a contatto con la pedana, ruota di 180° su tallone e avampiede e sostiene il peso del corpo. Il piede destro alterna invece fasi di contatto a fasi in cui si stacca durante la rotazione. Al termine di ogni rotazione, l'anca destra si deve trovare sopra il tallone del piede destro affinché ogni ripetizione avvenga in condizioni di equilibrio. In ogni rotazione è possibile distinguere due fasi di circa mezzo giro: una fase di doppio supporto (DS) e una fase di singolo supporto (SS). Durante la fase DS, il martello raggiunge il suo punto più basso e durante la fase SS il suo punto più alto.

L'ultima fase del lancio è il rilascio, in cui il lanciatore estende le gambe e i fianchi con una rotazione simultanea della parte superiore del corpo poco prima di rilasciare l'attrezzo.

In tutte queste fasi, il ruolo dei muscoli delle gambe differisce dal ruolo dei muscoli del tronco e delle braccia: i primi sono i principali generatori di forza, mentre i secondi sono cruciali per il trasferimento di energia al martello.

Analizzando le varie discipline di lancio dell'atletica leggera, emerge subito una netta distinzione tra il lancio del martello e le altre tre: nel lancio del peso, del disco e del giavellotto il centro di massa dell'attrezzo è molto vicino al centro di massa della mano del lanciatore, mentre nel lancio del martello è posto a circa 1,20 m di distanza.

LANCIO DEL PESO



Le informazioni riguardanti il lancio del peso sono state estrapolate dallo studio di Meron et al.^[81]

Il peso è una palla di metallo con un peso di 7 Kg per gli uomini e di 4 Kg per le donne. Al momento della partenza il peso è appoggiato al collo sotto la mandibola con il gomito posto di poco al di sotto della spalla di lancio. Comunemente sono due le tecniche utilizzate nel lancio del peso: la planata e lo spin.

Nella prima fase della *glide technique* (planata), l'atleta passa dalla parte posteriore alla parte anteriore della pedana di lancio, guidando con la gamba non dominante. Per una breve parte di questa fase, l'atleta è in volo mentre il piede posteriore viene momentaneamente sollevato da terra. Durante questa fase, la parte inferiore del corpo genera una forza significativa mentre la parte superiore è relativamente passiva. Nella *power position* (doppio appoggio), la gamba dominante tocca per prima, seguita dalla gamba non dominante. La parte superiore del corpo rimane posteriore e passiva, con il peso tenuto sopra la gamba posteriore e vicino al corpo. Il braccio che non lancia è trattenuto dietro il corpo del lanciatore. La gamba anteriore si appoggia contro la *toe board* (ferma piede della pedana) con una forza significativa quando viene avviato il movimento di lancio. Quando il braccio del lanciatore inizia il suo movimento in avanti, la spalla rimane addotta e il gomito si sposta da una posizione flessa a una estesa. L'anca anteriore rimane dietro il ginocchio per produrre il massimo blocco mentre avviene l'estensione di entrambe le gambe; queste, durante il rilascio finale, si solleveranno entrambe da terra.

La *rotational technique* (spin) è più complessa e richiede un gioco di gambe più coordinato. L'obiettivo è quello di costruire l'inerzia rotazionale, che viene massimizzata utilizzando un lungo "movimento di spazzamento" della gamba libera. Durante la rotazione, la parte superiore del corpo viene ruotata di fronte agli arti inferiori creando un'ampia separazione spalla-anca: questo costruisce la torsione allungando i muscoli del core, che immagazzinano energia potenziale da trasferire attraverso il braccio al peso per il rilascio.

In entrambe le tecniche, costruire energia attraverso gli arti inferiori mantenendo il corpo indietro crea l'effetto di caricare una molla, l'energia potenziale viene trasferita come energia cinetica attraverso l'arto superiore al peso per il lancio.

Il lancio termina con un'estensione di tutto il corpo in direzione dell'attrezzo. La spalla non dominante è leggermente abbassata e l'arto omolaterale viene piegato ed avvicinato al corpo in modo tale da consentire alla spalla dominante di essere proiettata il più possibile in avanti e in alto.

GIRD

INTRODUZIONE

Negli atleti overhead un comune adattamento strutturale è rappresentato da un aumento nel range della rotazione esterna con associata una riduzione della rotazione interna nel braccio di tiro se comparato con la spalla controlaterale.^[74] L'aumento della rotazione esterna è comunemente riferito come ERG (*external rotation gain*), mentre la riduzione di rotazione interna come GIRD (*glenohumeral internal rotation deficit*).

Il processo patologico del GIRD venne trattato per la prima volta nell'ortopedia tradizionale con i tre studi di Burkhart et al, riguardanti le patologie della spalla del lanciatore, risalenti al 2003.^[22,25,26,27] Successivamente, l'argomento è stato ampiamente trattato negli overhead sports più comuni, come il baseball, la pallavolo, il tennis, il cricket, la pallamano, il nuoto, mentre riguardo i lanciatori dell'atletica leggera, gli studi riscontrati in letteratura sono pochissimi; eppure questi sono atleti la cui spalla è sottoposta ad un enorme stress, dovuto alla ripetitività del gesto: ad esempio, per quanto riguarda il lancio del giavellotto, un'atleta professionista può raggiungere i 1500 lanci a settimana.^[30] La differenza principale con gli altri atleti overhead sta nella corsa che precede il lancio e il peso del giavellotto (400-800g) che potrebbe comportare un aumento dei carichi biomeccanici.^[32,33] Il primo studio riguardante tale disciplina in cui viene citato un ridotto ROM (range of motion) risale al 1984^[31], dove si era già individuato come principale responsabile la capsula posteriore. Il primo studio a coinvolgere direttamente gli atleti è stato quello di Schmitt et al (2001)^[30], dove sono stati inclusi ventuno atleti elite, analizzati in media diciannove anni dopo la loro fase più performante: nel 67% del campione è stato riscontrato un deficit di rotazione interna di

almeno 10°. Successivamente, nel 2014, è stato effettuato uno studio su tredici atleti della squadre junior tedesca e della Baviera^[32], con almeno 6,6 anni di attività; in questi atleti, nonostante la giovane età e l'assenza di sintomi, è stata riscontrata una differenza significativa tra la spalla dominante e la non dominante per quanto riguarda la rotazione interna, ma non rientrante nella definizione di GIRD patologico (mediamente intorno ai 10°), da qui l'importanza di prevenire in questi atleti l'evoluzione verso il GIRD. Infine, lo studio più recente (2020), ha coinvolto dieci atleti, di cui due giavellottisti, quattro lanciatori di martello, due lanciatori del disco e due lanciatori del peso; tra questi, l'associazione con il GIRD è stata riscontrata solo in due atleti. I risultati di tale studio vanno considerati con cautela a causa dei limiti dello studio stesso, tra cui il metodo di valutazione, l'età media dei partecipanti (18) e i pochi anni di attività sportiva (media di 3,8 anni).^[28]

Le più recenti meta-analisi e revisioni sistematiche (2018) riguardanti il GIRD^[20,21,22] riportano come gli studi a disposizione sull'argomento abbiano un livello di evidenza basso. Di conseguenza tutte le raccomandazioni e le conclusioni basate sulla letteratura disponibile devono essere considerate con cautela e sono necessari studi di maggiore qualità per definire con certezza il ruolo del GIRD e del suo trattamento negli overhead athletes. Inoltre, tra i limiti di questi lavori, viene segnalato un'importante eterogeneità tra i diversi studi^[20], il che non sorprende vista la variabilità dei partecipanti per quanto riguarda sport, età, anni di attività, sesso; a questo si aggiunge anche il confronto delle misure tra i diversi studi: in tutti è stata utilizzata la valutazione clinica gold standard, con paziente supino, braccio abdotto, gomito flesso a 90° e scapola stabilizzata. Questo metodo ha una buona affidabilità all'interno di un singolo studio, dove la misurazione è effettuata dallo stesso clinico, mentre è bassa nel momento in cui si vanno a confrontare le misure tra diversi studi effettuate da clinici diversi.^[29]

Nonostante il livello di evidenza degli studi, i dati a disposizione indicano un'associazione tra GIRD e infortuni dell'arto superiore negli overhead athletes. Determinare chi è a rischio infortunio in base al deficit di rotazione è importante perché ci sono evidenze che tale deficit è correggibile.^[20,34,35]

Alcuni studi suggeriscono che il TROM (*total range of motion*), dato dalla somma tra la rotazione interna e la rotazione esterna, potrebbe essere più indicativa rispetto alla sola perdita di rotazione interna.^[22]

Per concludere questa parte introduttiva, in tutte le meta-analisi e revisioni sistematiche più recenti si evidenzia la necessità di studi di maggior qualità per inquadrare meglio il ruolo del GIRD negli *overhead athletes* e per prevenire gli infortuni ad esso associato.

DEFINIZIONE

L'esatta definizione del GIRD non è ancora chiara, o meglio si dibatte ancora sui valori che ci consentono di stabilire con esattezza l'esistenza di questa condizione.^[22,23]

Il deficit di intrarotazione gleno-omeroale è un adattamento della spalla dell'*overhead athlete*, che rappresenta potenzialmente un fattore di rischio per condizioni patologiche della spalla e del gomito dominante.^[21,22]

L'entità di questo deficit affinché sia considerabile patologico è ancora dibattuta e non c'è ancora consenso a riguardo; esistono diverse definizioni e il cut-off è andato a modificarsi nel corso degli anni. Nel 2011, Wilk et al definirono il GIRD come un deficit di rotazione interna $\geq 20^\circ$ rispetto alla spalla controlaterale.^[21,36] . Successivamente si è abbassata questa soglia a 18° .^[20] Più di recente, si tende a fare una distinzione tra GIRD anatomico e GIRD patologico^[24]: una perdita inferiore a 18° con una differenza nel TROM inferiore a 5° rispetto alla spalla controlaterale (TROM simmetrico) si considera anatomica; una perdita $\geq 18^\circ$ con una differenza nel TROM $\geq 5^\circ$ rispetto alla spalla controlaterale viene definita patologica.^[22,24,37]

Secondo la revisione sistematica di Johnson et al.^[20], il cut-off utilizzato attualmente potrebbe essere un po' troppo conservativo, escludendo diversi atleti che potrebbero beneficiare di trattamenti preventivi. Inoltre, sempre basandoci sui risultati di questa review, potrebbe essere necessaria una definizione differente tra atleti adulti e adolescenti.



EPIDEMIOLOGIA-EZIOPATOGENESI

La spalla è un'articolazione ad alto rischio di infortunio negli overhead sports. Il rischio sembra aumentare in base all'età e al livello dell'atleta.^[23] Gli atleti overhead sviluppano adattamenti nella loro spalla dominante che portano allo sviluppo del GIRD.^[20,21,25,38,39] L'incidenza di questa condizione è in aumento.^[22] Questi adattamenti e il conseguente deficit di rotazione interna iniziano a svilupparsi già nei giovani atleti overhead, anche in quelli senza sintomatologia manifesta.^[20,40,41] Ovviamente, negli atleti junior di più alto livello, in cui quindi il carico di lavoro è maggiore, il rischio di sviluppare conseguenze patologiche è precoce rispetto ad atleti pari età di livello inferiore.^[32]

Tra gli adattamenti che portano al GIRD, il più comune è sicuramente la rigidità a livello della spalla posteriore, che si pensa sia dovuto all'ispessimento della capsula posteriore e a modificazioni dei tessuti molli posteriori (ad esempio i muscoli); si ipotizza che la ripetitività del gesto e il carico durante la fase di decelerazione del lancio causino microtraumi e cicatrici a carico di questi tessuti.^[23,42,74] Durante la fase di decelerazione del lancio, i muscoli posteriori della cuffia dei rotatori vanno incontro a un forte allungamento eccentrico per decelerare il braccio e in questo modo assorbono la maggior parte dell'energia necessaria per ridurre il momento del braccio sviluppato durante la fase di accelerazione (una minima parte viene assorbita dalla capsula posteriore). A causa della ripetitività del gesto e dello stress che il lancio produce su tali strutture, questo meccanismo potrebbe non avvenire in maniera efficiente: una maggior quantità di energia verrà quindi assorbita dalla capsula posteriore; tutto ciò comporta degli adattamenti, tra cui la proliferazione di tessuto connettivo (secondario a microtraumi) con conseguente ispessimento della capsula stessa. Quest'ultimo risulta quindi essere un adattamento necessario per migliorare l'assorbimento di energia negli atleti overhead, a causa della ripetizione della tipica gestualità del lancio e dello stress che vi si associa.^[74]

Secondo un'altra ipotesi, l'ispessimento delle strutture posteriori causerebbe un'impropria decelerazione della spalla durante il lancio, causando microtraumi ripetuti.^[20,43,44,45,46]

Nei giovani atleti overhead, prima delle modificazioni a livello delle strutture posteriori della spalla, sono stati osservati degli adattamenti a livello osseo dovuti al movimento

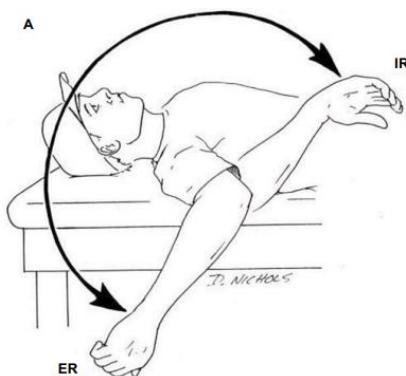
ripetitivo che agisce su uno scheletro ancora immaturo.^[20,40,47,48] Nello specifico si parla di aumentata retroversione omerale, che potrebbe aumentare lo stress a livello delle strutture posteriori degli overhead athletes, contribuendo allo sviluppo del GIRD^[21,40,45] Riassumendo, i lanci ripetuti si pensa siano responsabili di adattamenti a livello osseo e a livello della spalla posteriore, i quali negli anni conducono ad alterazioni biomeccaniche e GIRD.

DIAGNOSI

La diagnosi è essenzialmente clinica, basata sul riscontro di una ridotta rotazione interna passiva all'esame obiettivo rispetto alla spalla controlaterale. Data l'elevata prevalenza del GIRD negli overhead athletes, la valutazione della rotazione interna passiva e del TROM dovrebbe essere eseguita in tutti gli atleti di questo tipo.

Il metodo più utilizzato consiste nel posizionare il paziente supino, il braccio viene abdotto a 90° sul piano frontale e il gomito flesso a 90°; l'esaminatore fissa la scapola e poi intra ruota la spalla fino al punto in cui la coracoide si muove contro il pollice del clinico. Il tutto viene misurato con un goniometro/inclinometro allineato con l'avambraccio (dall'olecrano al processo stiloideo dell'ulna). Per valutare il TROM si porta la spalla in extra-rotazione e si somma il valore ottenuto con quello dell'intra-rotazione. Si ripete il tutto nella spalla non dominante e si confrontano i valori per stabilire la presenza o meno del deficit.

In letteratura si riscontrano anche altre posizioni e test per valutare il GIRD^[49], ma quella sopra riportata è la consigliata e più utilizzata.

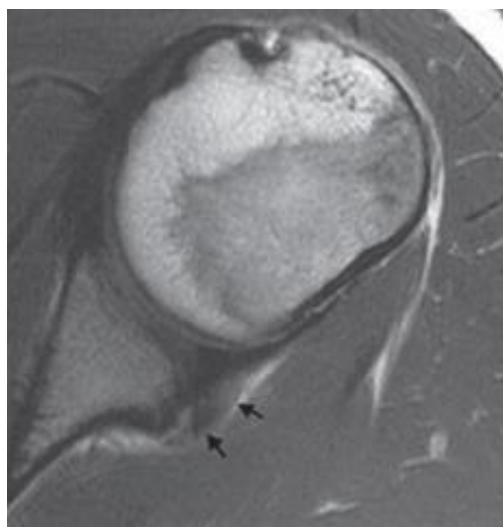


È possibile, inoltre, valutare la rigidità della spalla posteriore, come riportato da Tyler et al.^[28,50] Il paziente viene posto in decubito laterale, con la spalla del braccio dominante

rivolta verso l'alto; il braccio viene abdotto a 90°, il gomito è flesso e la scapola è stabilizzata. A questo punto, il braccio viene addotto (abbassato verso il pavimento) e viene registrata la distanza percorsa dall'epicondilo mediale verso il basso. Ogni cm in meno nell'adduzione rispetto alla spalla controlaterale corrisponde a circa una perdita di rotazione interna di 5°; per cui un deficit di 4cm corrisponde a un deficit di intra-rotazione di 20°, quindi una diagnosi di GIRD.^[22]



Per quanto riguarda le indagini strumentali, utili a valutare la presenza degli adattamenti dell'articolazione gleno-omeroale tipici degli atleti overhead e la presenza di patologie concomitanti, il gold standard è rappresentato dalla risonanza magnetica.^[22] I reperti maggiormente riscontrati con questa metodica sono: ispessimento della capsula posteriore, *cuff rotator tears*, *SLAP lesion*, cisti intraossee posterosuperiori della testa omerale >3 mm (a livello dell'inserzione del sovraspinato e del sottospinato), borsite, osteofiti (fossa glenoidea e testa omerale).^[22,30,32]



Le frecce nere indicano un ispessimento della capsula posteriore.

L'utilizzo dell'ecografia è stato riscontrato nello studio di Thomas et al.^[74], che ha permesso di rilevare comunque l'ispessimento della capsula posteriore nella spalla dominante di giocatori di baseball. Questa metodica è da tenere in considerazione perché potrebbe essere utilizzata come screening non invasivo in tutti gli atleti overhead per individuare quelli a rischio infortunio, data la facilità di esecuzione, i costi contenuti, l'innocuità e la buona tolleranza da parte del paziente.

Ad oggi, non si trovano in letteratura studi ecografici della capsula posteriore nei lanciatori di giavellotto.

CLINICA

Ogni overhead athlete che si presenta con dolore alla spalla dovrebbe essere esaminato per il GIRD. Negli atleti con GIRD patologico possono essere riscontrati sintomi come rigidità di spalla, necessità di un riscaldamento prolungato prima di ogni allenamento/gara, perdita di velocità (dead arm).^[22,51]

Il dolore è spesso aspecifico, localizzato a livello della spalla posteriore, e la *late cocking position* evoca spesso tale dolore.^[52] Il dolore può essere evocato anche dalla palpazione dell'articolazione e dei tessuti molli posteriormente.^[22,53]

È bene evidenziare come nella maggior parte dei casi l'atleta con GIRD si presenta dal clinico a causa dello sviluppo di una conseguenza legata al GIRD stesso.^[22]

INFORTUNI

Il deficit di intra-rotazione è un fattore di rischio riconosciuto per il dolore di spalla cronico.^[23,36,54,55]

Gli overhead athletes sono a rischio di diversi infortuni, tra cui *rotator cuff tears*, SLAP *lesion* (lesione antero-posteriore del labbro glenoideo superiore), impingement sub-acromiale, lesione postero-superiore del labbro glenoideo e altri meno frequenti. Tra i fattori di rischio associati a questi infortuni ritroviamo anche il GIRD ^[20,22]. Basandoci sui dati della review di Johnson et al.^[20], un atleta in cui si riscontra un GIRD $\geq 15^\circ$ presenta un rischio aumentato di andare incontro ad un infortunio della spalla.

Il GIRD è associato a infortuni della spalla e del gomito negli overhead athletes, come quelli al legamento ulnare collaterale^[20,56,57], alla cuffia dei rotatori^[20,58,59], SLAP

lesion^[20,22,43,44,46,58,60], *impingement* interno^[20,22,43,44,46], tendinosi del bicipite^[60], *little ligament shoulder*^[61], PASTA *lesion* e lesione postero-superiore del labbro glenoideo.^[22]

Nonostante l'ispessimento della capsula possa avere alcuni effetti benefici sulla stabilità di spalla, si pensa sia la causa di alterazioni cinematiche della scapola negli atleti overhead. Tale adattamento, infatti, comporta un aumento della rigidità e una riduzione della mobilità: di conseguenza la scapola sarà tirata in maggiore protrazione. Nel tempo, questo potrebbe alterare la relazione lunghezza-tensione a riposo dei muscoli che ruotano la scapola verso l'alto, causandone un deficit di forza ed efficienza, condizione nota come *decreased upward rotation*. Tale condizione è indicata come possibile responsabile di una riduzione dello spazio sub-acromiale e di conseguenza fattore di rischio per lo sviluppo di patologie quali l'*impingement* sub-acromiale e le *rotator cuff tears*.^[74]

Con il braccio abdotto e ruotato esternamente, posizione assunta durante la *late cocking phase*, quando la capsula posteriore è plicata, è stato riscontrato uno spostamento della testa omerale in direzione postero-superiore.^[74-77] Questo *shift* potrebbe esacerbare l'esordio di *rotator cuff tears*, dell'*impingement* e della SLAP *lesion*. Questi studi hanno suggerito, ma non confermato, che le stesse conseguenze della capsula posteriore plicata avvengono nell'ispessimento della stessa.

TRATTAMENTO

Il trattamento di elezione del GIRD è l'approccio conservativo con stretching.^[20,22,35,65] Trattandosi di una terapia sicura, semplice ed affidabile, vale la pena considerare di implementare i programmi di allenamento con queste tecniche di stretching, a prescindere dalla misurazione del TROM.^[20] Dallo studio di Cools et al.^[23] viene riportato come il ricorso allo stretching invece dovrebbe essere riservato a quei casi in cui il deficit di mobilità rientra nel range del GIRD patologico, ovvero quando costituisce un fattore di rischio per infortuni. A prescindere dalle due posizioni, è bene sottolineare come non siano disponibili dati riguardo gli effetti di una "over-correzione" del GIRD, in particolare riguardo l'impatto che potrebbe avere sul rischio di infortuni e sulla performance dell'atleta.^[20]

Le tecniche di stretching raccomandate sono due^[22,23,66]: *sleeper stretch* e *cross-body stretch*. Queste vennero descritte per la prima volta da Burkhart et al. nella prima parte

dei loro studi sulla spalla del lanciatore.^[25] Lo *sleeper stretch* è eseguito con il paziente in decubito laterale, sul lato della spalla da allungare; la spalla e il gomito sono flessi a 90° e con il braccio controlaterale si ruota internamente la spalla dominante al massimo. Il *cross-body stretch* è eseguito invece con il paziente supino, spalla e gomito flessi a 90°, il braccio controlaterale utilizzato per addurre al massimo la spalla dominante esercitando una pressione verso l'interno sul gomito.^[22]

Un recente lavoro ha dimostrato che nei lanciatori di baseball professionisti, due minuti di stretching dopo una breve sessione di lanci ristabilisce la mobilità ai livelli prima dei lanci.^[72]

Nonostante ci siano limitate evidenze riguardo gli effetti del trattamento/correzione del GIRD sugli infortuni ad esso associate, i dati a disposizione sono sufficienti a suggerire ragionevolmente che agire su tale deficit può ridurre il rischio di infortuni futuri e migliorare le condizioni ad esso associate.^[20,22,73] Inoltre, negli atleti in cui il GIRD viene individuato precocemente e prontamente approcciato con le tecniche di cui sopra, si è visto che questi in caso di infortunio legato a tale deficit saltano mediamente meno partite (quindi potrebbe essere indicato un utilizzo nella *pre-season*).^[20,69,70,71]



Per completezza, si citano anche le tecniche *prone-passive stretching*^[67] e *all-fours posterior stretching*.^[68]

Altri approcci conservativi sono mobilizzazione passiva^[62] o esercizi di rinforzo mirati a stabilizzare il cingolo scapolare.^[46,63]

Un'ulteriore possibilità da prendere in considerazione sono le tecniche ad energia muscolare, tecniche comunemente utilizzate nella fisioterapia.^[23,64]

Possono avere un effetto benefico anche l'utilizzo nelle sessioni di lancio durante l'allenamento di bande elastiche.^[24,30] L'approccio chirurgico è raccomandato solo nei

casi di GIRD severo e perdita del TROM in cui il trattamento conservativo risulta inefficace. In questi pazienti si può ricorrere all'artroscopia di spalla.^[22]

SCOPO DELLO STUDIO

La letteratura sottolinea come i pazienti con GIRD siano dei soggetti a maggior rischio di insorgenza di infortuni a carico della spalla rispetto alla popolazione generale. Individuare tale condizione risulta di fondamentale importanza in quanto modifica sostanzialmente la gestione del paziente stesso. Si è osservato infatti come il trattamento precoce con programmi di stretching mirati possa ridurre il rischio di incorrere in infortuni.

Analizzando le informazioni anamnestiche, vi è un aumento del rischio in quegli atleti con un maggiore volume di allenamento e un maggiore numero di anni di attività, quindi livello ed età dell'atleta sono due fattori importanti nel determinare il rischio.

La valutazione clinica evidenzia un deficit di rotazione interna e un aumento della rotazione esterna.

Le informazioni ricavabili dalle indagini strumentali evidenziano in questi pazienti un aumento dello spessore della capsula posteriore della spalla dominante rispetto alla spalla controlaterale.

Alla luce di queste evidenze, si può presumere che pazienti con determinate caratteristiche anamnestiche/cliniche/strumentali siano maggiormente a rischio di sviluppare infortuni alla spalla.

Lo scopo di questo studio è stata l'osservazione e l'analisi delle caratteristiche anamnestiche, cliniche e strumentali di lanciatori di giavellotto, martello e peso non professionisti. L'osservazione di tali caratteristiche potrebbe evidenziare la presenza di fattori di rischio per infortuni della spalla dominante, tra cui il GIRD, su cui si focalizza la nostra attenzione. Lo studio di tale condizione anche in questi atleti è importante perché un eventuale riscontro positivo consentirebbe di implementare i programmi di allenamento già a partire da questi livelli con programmi di stretching mirati a ridurre il rischio di incorrere in infortuni dell'arto dominante.

MATERIALI E METODI

Abbiamo selezionato 13 lanciatori non professionisti da società sportive del territorio, la cui età media complessiva era $20,14 \pm 1,27$, l'altezza media era $179,34 \pm 5,3$ cm ed il peso medio $76,8 \pm 6,4$ Kg e tutti con arto destro dominante. Sono stati tutti esaminati durante la off- season, previo consenso scritto informato. Sono stati esclusi tutti coloro che avevano una storia di infortuni significativi alla spalla o interventi chirurgici, ad esempio fratture o lussazioni. Dei 14 individui reclutati solo 8 rispettavano i nostri criteri di inclusione suddivisi per specialità, 4 lanciatori del giavellotto, 3 lanciatori del peso ed 1 lanciatore del martello.

MISURAZIONE ECOGRAFICA DELLA CAPSULA POSTERIORE

Le misurazioni sono state eseguite con i partecipanti seduti in una sedia e tutte con la spalla in posizione naturale comunemente utilizzata per la valutazione ecografica, ovvero arto superiore lungo il fianco, con 0° di abduzione e adduzione, e l'avambraccio adagiato sulla coscia in supinazione del polso. Dopo la valutazione ecografica globale (CLB, CHL, SGHL, SSC, SSP, ISP) è stato chiesto ai partecipanti di intra ruotare la spalla di 30° e rilassarsi, in modo tale da poter eseguire una misurazione nelle stesse identiche condizioni tra i partecipanti. Un singolo operatore ha eseguito le valutazioni ecografiche, effettuate utilizzando un sistema ecografico compatto SonoSite con sonda lineare da 10MHz con accuratezza inferiore a 0,2mm. La sonda è stata posizionata nella superficie posteriore della spalla, ed è stata eseguita una proiezione asse-lungo dell'infraspinato (figura 1). A questo punto la posizione della sonda è stata aggiustata sino a identificare la testa omerale, la rima glenoidea, il labbro e l'infraspinato, lo spessore della capsula al di sotto dell'infraspinato è stato quindi misurato 5mm lateralmente la rima glenoidea (figura 2).



Figura 1

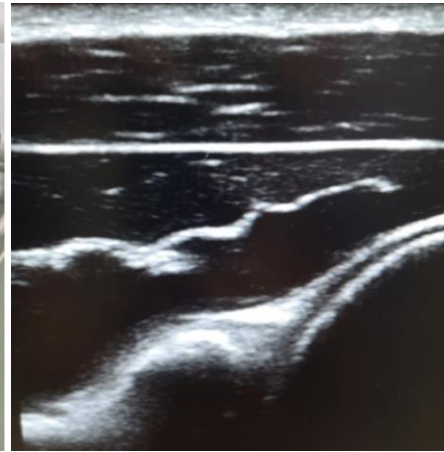


Figura 2

MISURAZIONE DEL ROM GLENOMERALE

Abbiamo misurato il Range of Motion (ROM) passivo glenomerale sia per l'intrarotazione (IR) che per l'extrarotazione (ER) con spalla abdotta a 90° e paziente supino, utilizzando un goniometro articolare. Le misurazioni sono state ottenute con un operatore che conteneva i movimenti scapolari in modo da immobilizzare l'articolazione scapolo-toracica e da massimizzare, così facendo, il ROM glenomerale.

ANALISI DEI DATI

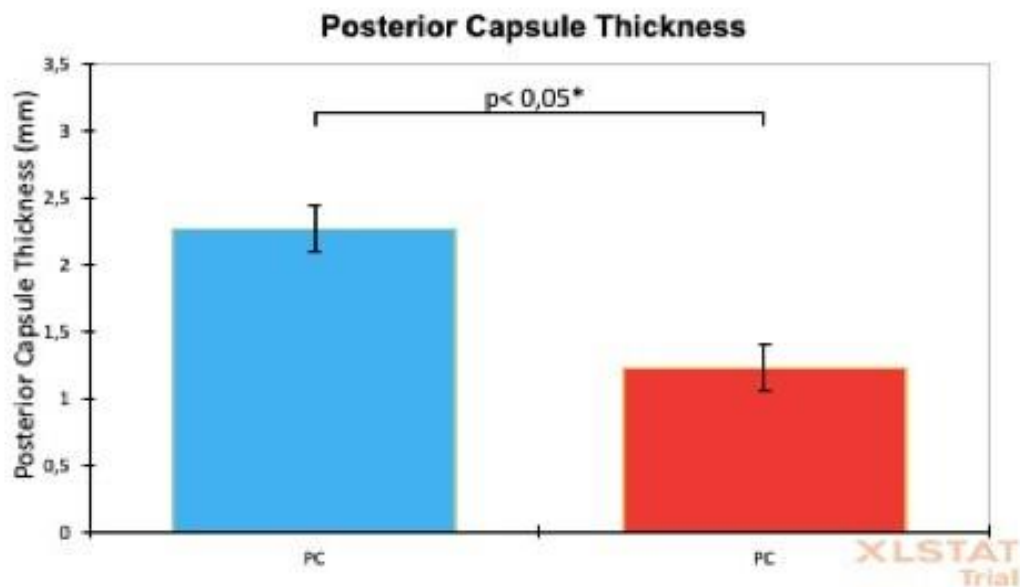
Abbiamo eseguito le misurazioni sia all'arto dominante che all'arto non dominante. Abbiamo suddiviso i dati in due gruppi. Il test t di Student è stato eseguito per confrontare il gruppo "arto dominante" ed il gruppo "arto non dominante" per lo spessore della capsula posteriore. Il coefficiente di correlazione di Pearson è stato calcolato per lo spessore della capsula posteriore, la rotazione interna e la rotazione esterna. L'analisi dei dati è stata eseguita con XLSTAT software.

RISULTATI

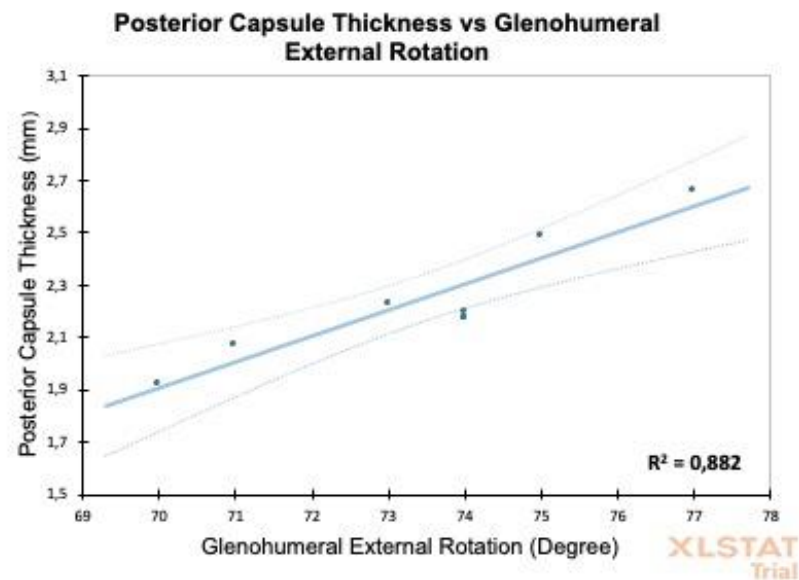
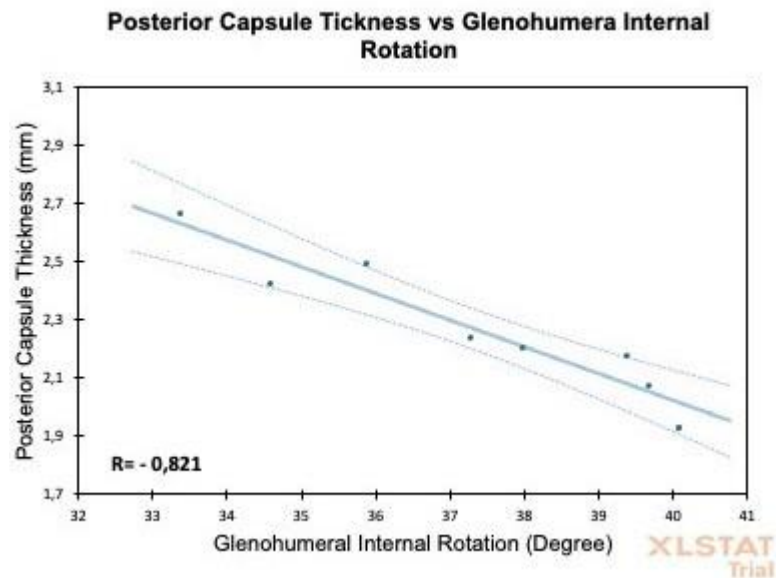
Media e deviazione standard (SDs) sono state valutate per lo spessore della capsula posteriore, la rotazione interna e la rotazione esterna.

| Misure Glenomerali | <u>Arto</u> | <u>Arto</u> |
|---------------------------------|------------------|---------------------|
| | <u>Dominante</u> | <u>Non Dominate</u> |
| | Media \pm SD | Media \pm SD |
| Spessore Capsula Posteriore, mm | 2,27 \pm 0,23 | 1,22 \pm 0,28 |
| Rotazione Interna, deg | 37,9 \pm 2,32 | 52,25 \pm 1,83 |
| Rotazione Esterna, deg | 73,37 \pm 2,19 | 60,62 \pm 3,66 |

Il test t per confronto di campioni ha rivelato che lo spessore della capsula posteriore nell'arto dominante è significativamente maggiore rispetto all'arto non dominante ($p < 0.05$).



Il test di Pearson dimostra una correlazione significativa tra lo spessore della capsula posteriore e la rotazione interna glenomale ($R = -0,821$;). Lo spessore della capsula posteriore risulta, inoltre, significativamente correlata con la rotazione esterna glenomale ($R^2 = 0,882$).



DISCUSSIONE E CONCLUSIONI

DISCUSSIONE

È diffusamente riconosciuto che gli atleti *overhead* sono caratterizzati da un maggior rischio di incorrere in infortuni alla spalla rispetto alla popolazione normale. I principali responsabili sembrano essere cambiamenti adattativi a livello osseo e della capsula posteriore, in particolare la versione omerale e l'ispessimento della capsula posteriore. Questi fattori produrrebbero un deficit della rotazione gleno-omerale interna e un aumento della rotazione gleno-omerale esterna.

I cosiddetti *throwing events* richiedono la generazione di una grandissima forza in un piccolissimo periodo di tempo, sottoponendo il lanciatore a uno stress elevato a carico di muscoli, tendini, legamenti. A causa della precisione richiesta nell'esecuzione del gesto, il lancio deve essere allenato nel tempo e proprio questa ripetitività fa sì che le conseguenze del sopracitato stress siano prima gli adattamenti e poi gli infortuni.^[81]

I risultati del nostro studio hanno evidenziato che lanciatori di giavellotto, peso e martello non professionistici presentano il GIRD, con un deficit medio di 14,35° e un aumento di rotazione esterna medio di 12,75°. Tali valori non rientrerebbero nella definizione di GIRD patologico^[22,24,37]; a nostro avviso, in accordo con quanto riportato nella revisione sistematica di Jhonson et al^[20], tale definizione andrebbe rivalutata attentamente, riducendo gli attuali cut-off in quanto questi escludono molti pazienti che potrebbero beneficiare di un precoce approccio con specifici programmi di stretching.

I risultati hanno anche dimostrato una differenza nello spessore della capsula posteriore tra la spalla utilizzata dal lanciatore e la non dominante: nella prima si è riscontrata una capsula significativamente più spessa rispetto alla meno utilizzata.

Si è evidenziata anche una correlazione negativa statisticamente significativa tra lo spessore della capsula posteriore e la rotazione interna gleno-omeroale, suggerendo che in presenza di un aumento dello spessore della capsula posteriore c'è una riduzione della rotazione interna gleno-omeroale. Inoltre, è stata riscontrata anche una correlazione positiva statisticamente significativa tra lo spessore della capsula posteriore e la rotazione esterna, suggerendo che c'è un aumento della rotazione esterna in presenza di una capsula posteriore più spessa.

Quanto riscontrato è in accordo con le nostre ipotesi precedenti allo studio.

In letteratura gli studi sul GIRD nei *track and field throwing sports* non sono numerosi, ma la perdita di rotazione interna nel braccio dominante in questa popolazione di atleti è già stata documentata in tali studi.^[30,32] Tuttavia, il campione costituente i suddetti studi, è composto da atleti elite e di alto livello mentre il campione dello studio corrente è rappresentato da atleti di livello provinciale/regionale e di conseguenza con un volume di allenamento inferiore. Inoltre, a differenza degli studi a disposizione di cui sopra, in questo studio è stata effettuata una valutazione ecografica dello spessore della capsula posteriore nei giavellottisti, metodica da tenere in considerazione come possibile screening non invasivo in tutti gli atleti overhead per individuare quelli a rischio

infortunio, data la facilità di esecuzione, i costi contenuti, l'innocuità e la buona tolleranza da parte del paziente.

Ogni atleta facente parte del campione è stato sottoposto a una valutazione ecografica con misurazione dello spessore della capsula posteriore in entrambe le spalle: i risultati hanno evidenziato un ispessimento della capsula posteriore dell'arto dominante rispetto al controlaterale. In questi atleti inoltre è presente un deficit della rotazione gleno-omerale interna, evidenziato tramite valutazione clinica. Si è evidenziata una correlazione negativa tra lo spessore della capsula posteriore e la rotazione gleno-omerale interna, il che è in accordo con quanto riportato da Burkhart et al^[27], che avevano suggerito che l'ipertrofia della capsula posteriore producesse come conseguenza un deficit della rotazione interna negli atleti *overhead*. Quanto riscontrato è di assoluta rilevanza in ambito clinico in quanto potrebbe consentire di effettuare, seguendo questa metodologia, uno screening sugli atleti *overhead*, in questo caso sui *track and field throwers*, anche di livello non professionistico. In questo modo si potrebbero individuare gli atleti a rischio infortunio e integrare le loro sedute di allenamento con programmi di stretching mirati. Il periodo migliore per effettuare tale screening potrebbe essere la *preseason*, in accordo con quanto riportato in letteratura^[20,69-71]: infatti l'individuazione precoce e l'utilizzo immediato di specifici esercizi di stretching comportano una maggiore protezione dagli infortuni conseguenti a tale deficit e un minor numero di gare saltate a causa di questi. I risultati del nostro studio hanno anche dimostrato una correlazione positiva tra l'ispessimento della capsula posteriore e la rotazione esterna, evidenza che conferma quanto riportato in letteratura.

Nello studio di Lubis et al^[28], i pochi anni di attività e il livello degli atleti analizzati, che erano da poco passati a livello nazionale, vengono menzionati tra i limiti; nello studio corrente invece, la presenza dei fattori sopracitati non ha costituito un impedimento a evidenziare ciò che avevamo ipotizzato riguardo questi atleti.

Questo studio presenta alcuni limiti: primo su tutti, la piccola dimensione del campione, che riflette la difficoltà di trovare questo tipo di atleti, in quanto sono discipline sicuramente meno comuni rispetto ad altri *overhead* sport. Questa difficoltà era già stata riscontrata nei pochi studi a disposizione in letteratura su una popolazione simile.^[28,32]

Un altro limite dello studio corrente riguarda la modalità di misurazione della rotazione gleno-omerale interna ed esterna: tale rilevazione è stata effettuata utilizzando un

goniometro, strumento costituito da due bracci che sono posizionati su ambo le parti del corpo mobili dell'articolazione di cui si deve misurare l'ampiezza di movimento. È diffusamente riconosciuta una sua minor accuratezza rispetto all'inclinometro. In particolare, per un suo corretto utilizzo, il clinico deve utilizzare entrambe le mani, cosa che rende più difficile la stabilizzazione delle estremità e quindi aumenta il rischio di un errore di lettura dello strumento. Lo studio di Kolber-Hanney^[78], ha riscontrato le seguenti differenze tra i due strumenti: per quanto riguarda la rotazione esterna, usando il goniometro si avranno misure dai 2° ai 16° gradi in meno rispetto alla misura con l'inclinometro;

riguardo la rotazione interna, usando il goniometro si avranno misure dai 3° ai 15° in più rispetto alla misura con l'inclinometro.

Ulteriore limite dello studio corrente è la mancata misurazione della retroversione omerale; quest'ultima, al pari dell'ispessimento della capsula posteriore, è considerata come fattore causante il GIRD. Differenze nella retroversione omerale possono influenzare il posizionamento standard utilizzato per la misurazione della capsula posteriore negli atleti. Tuttavia, mediamente le differenze bilaterali di retroversione omerale sono comunemente 17°. Questa misura rientra ancora nel *middle range of motion* e non dovrebbe influenzare l'aspetto della capsula posteriore.^[74]

Vi sarebbe la necessità di seguire nel tempo gli atleti costituenti il campione per un'ulteriore verifica dell'associazione tra GIRD e infortuni a carico della spalla dell'arto dominante.

Ulteriori studi e un'osservazione per un periodo più lungo sono necessari per confermare i risultati dello studio corrente.

CONCLUSIONI

Gli atleti considerati nello studio corrente, appartenenti ai cosiddetti *track and field throwers*, dimostrano un ispessimento significativo della capsula posteriore nell'arto dominante rispetto al non dominante. È stata identificata una correlazione negativa tra l'ipertrofia della capsula posteriore e il GIRD; una correlazione positiva è stata invece riscontrata tra l'ispessimento della capsula posteriore e la rotazione esterna. I risultati confermano l'associazione ipotizzata precedentemente tra capsula posteriore ispessita e deficit di rotazione interna gleno-omerale.

Alla luce di questi risultati ci aspettiamo una maggior attenzione per quanto riguarda il GIRD anche in questa popolazione di atleti non professionisti, in quanto un'individuazione precoce degli adattamenti tipici delle attività *overhead* e del conseguente GIRD possono modificare la storia clinica dell'atleta tramite implementazione dei programmi di allenamento con specifici esercizi di stretching.

BIBLIOGRAFIA

- [1] G.Anastasi et al. (2006) *Trattato di anatomia umana*, Milano, Edi.Ermes
- [2] Kapandji I.A (1996), *Fisiologia articolare*, Milano, Monduzzi Editore
- [3] Frignani R. (2015) *Traumatologia dello sport- Lesioni tipiche da sport e tutela dell'atleta*, Padova, Piccin.
- [4] Kaczmarek K.P. (2014). Shoulder problems in overhead sports. Part I – biomechanics of throwing. *Polish Orthopedics and Traumatology*, 50-58.
- [5] Fleisig GS, Dillman CJ, Andrews JR: A biomechanical description of the shoulder joint during pitching. *Sports Med Update*, 1991; 6: 10
- [6] Dillman CJ, Fleisig GS, Andrews JR: Biomechanics of pitching with emphasis upon shoulder kinematics. *J Orthop Sports Phys Ther*, 1993; 18(2): 402–8
- [7] Werner SL, Fleisig GS, Dillman CJ: Biomechanics of the elbow during baseball pitching. *J Orthop Sports Phys Ther*, 1993; 17(6): 274–78
- [8] Weber A. et al. (2014). The Biomechanics of Throwing: Simplified and Cogent. *Sports medicine and arthroscopy review*, 22 (2), 72-79
- [9] Park SS, Loebenberg ML, Rokito AS et al: The Shoulder in Baseball Pitching: Biomechanics and related injuries – Part 1. *Bull Hosp Jt Dis*, 2002; 61(1): 68–79
- [10] Milone D. et al. (2013). Potenziamento isocinetico versus isotonico dei muscoli della cuffia dei rotatori negli atleti. *Acta orthopedica italica*, 23, 179-188
- [11] Pappas AE, Zawacki RM, Sullivan TJ: Biomechanics of baseball pitch-ing: A preliminary report. *Am J Sports Med*, 1985; 13(4): 216–22
- [12] Feltner M, Dapena J. Dynamics of the shoulder and elbow joints of the throwing arm during a baseball pitch. *Int J Sport Biomech*.1986;2:235–259.
- [13] Digiovine NM, Jobe FW, Pink M, et al. An electromyographic analysis of the upper extremity in pitching. *J Shoulder Elbow Surg*.1992; 1:15–25.
- [14] Fleisig GS, Escamilla RF, Barrentine SW. Biomechanics of pitching: mechanism and motion analysis. In: Andrews JR, Zarins B, Wilk KE, eds. *Injuries in Baseball*. Philadelphia: Lippincott-Raven; 1998:3–22.
- [15] Fleisig GS, Andrews JR, Dillman CJ, et al. Kinetics of baseball pitching with implications about injury mechanisms. *AmJ Sports Med* 1995; 23:233–239.

- [16] Fleisig GS, Barrentine SW, Escamilla RF, et al. Biomechanics of overhand throwing with implications for injuries. *SportsMed*. 1996; 21:421–437.
- [17] Błażkiewicz, Michalina & Lyson, Barbara & Wit, Andrzej. (2019). Mechanical energy flows between body segments in ballistic track-and-field movements (shot put, discus, javelin) as a performance evaluation method. *Acta of bioengineering and biomechanics*. 21. 31-36.
- [18] Domenico Di Molfetta, “Aspetti tecnici e biomeccanici nel lancio del giavellotto”, *Atti Raduno FIDAL*, 2007
- [19] M. Young, “Preparing for the Specific Neuromuscular and Biomechanical Demands of the Javelin Throw”, *Human Performance Consulting, Army Track & Field*, 2007
- [20] Johnson JE, Fullmer JA, Nielsen CM, Johnson JK, Moorman CT 3rd. Glenohumeral Internal Rotation Deficit and Injuries: A Systematic Review and Meta-analysis. *Orthop J Sports Med*. 2018 May 22;6(5):2325967118773322.
- [21] Keller RA, De Giacomo AF, Neumann JA, Limpisvasti O, Tibone JE. Glenohumeral Internal Rotation Deficit and Risk of Upper Extremity Injury in Overhead Athletes: A Meta-Analysis and Systematic Review. *Sports Health*. 2018 Mar/Apr;10(2):125-132.
- [22] Rose MB, Noonan T. Glenohumeral internal rotation deficit in throwing athletes: current perspectives. *Open Access J Sports Med*. 2018 Mar 19; 9:69-78.
- [23] Cools AM, Johansson FR, Borms D, Maenhout A. Prevention of shoulder injuries in overhead athletes: a science-based approach. *Braz J Phys Ther*. 2015 Sept-Oct; 19(5):331-339.
- [24] Moradi, M., Hadadnezhad, M., Letafatkar, A. *et al*. Efficacy of throwing exercise with TheraBand in male volleyball players with shoulder internal rotation deficit: a randomized controlled trial. *BMC Musculoskelet Disord* 21, 376 (2020).
- [25] Burkhart SS, Morgan CD, Kibler WB. The disabled throwing shoulder: spectrum of pathology – part I: pathoanatomy and biomechanics. *Arthroscopy*. 2003;19(4):404–420.
- [26] Burkhart SS, Morgan CD, Kibler WB. The disabled throwing shoulder: spectrum of pathology – part II: evaluation and treatment of SLAP lesions in throwers. *Arthroscopy*. 2003;19(5):531–539.

- [27] Burkhart SS, Morgan CD, Kibler WB. The disabled throwing shoulder: spectrum of pathology – part III: the SICK scapula, scapular dyskinesis, the kinetic chain, and rehabilitation. *Arthroscopy*. 2003;19(6):641–661
- [28] Andri MT, Lubis, Rizky P, Wisnubaroto, Ermita I, Ilyas, Nadia NPPS, Ifran, Glenohumeral internal rotation deficit in non-pitcher overhead athletic athletes: case series analysis of ten athletes, *Annals of Medicine and Surgery*, Volume 58,2020, Pages 138-142.
- [29] Kevern MA, Beecher M, Rao S. Reliability of measurement of glenohumeral internal rotation, external rotation, and total arc of motion in 3 test positions. *J Athl Train*. 2014;49(5):640-646.
- [30] Schmitt H, Hansmann HJ, Brocai DRC, Loew M. Long Term Changes of the Throwing Arm of Former Elite Javelin Throwers. *Int J Sports Med* 2001; 22: 275±279
- [31] Sing, Robert F.. "Shoulder injuries in the javelin thrower" *The Journal of the American Osteopathic Association*, vol. 84, no. 5, 1984, pp. 107-116.
- [32] Beitzel, K., Zandt, J.F., Buchmann, S. *et al*. Structural and biomechanical changes in shoulders of junior javelin throwers: a comprehensive evaluation as a proof of concept for a preventive exercise protocol. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc* **24**, 1931–1942 (2016).
- [33] Fleisig GS, Barrentine SW, Escamilla RF, Andrews JR (1996) Biomechanics of overhand throwing with implications for injuries. *Sports Med* 21(6):421–43
- [34] Aldridge R, Stephen Guffey J, Whitehead MT, Head P. The effects of a daily stretching protocol on passive glenohumeral internal rotation in overhead throwing collegiate athletes. *Int J Sports Phys Ther*. 2012; 7(4):365-371.
- [35] Nichols J, Calver S, Chester R. Are stretches effective in the prevention and treatment of glenohumeral internal rotation deficit? *Phys Ther Rev*. 2012;17(5):261-270.
- [36] Wilk KE, Macrina LC, Fleisig GS, et al. Correlation of glenohumeral internal rotation deficit and total rotational motion to shoulder injuries in professional baseball pitchers. *Am J Sports Med*. 2011; 39:329-335.
- [37] Manske R, Wilk KE, Davies G, Ellenbecker T, Reinold M. Glenohumeral motion deficits: friend or foe? *Int J Sports Phys Ther*. 2013;8(5):537–53

- [38] Fleisig GS, Andrews JR, Dillman CJ, Escamilla RF. Kinetics of baseball pitching with implications about injury mechanisms. *Am J Sports Med.* 1995; 23:233-239.
- [39] Wilk KE, Macrina LC, Fleisig GS, et al. Deficits in glenohumeral passive range of motion increase risk of shoulder injury in professional baseball pitchers: a prospective study. *Am J Sports Med.* 2015; 43:2379-2385.
- [40] Hibberd EE, Oyama S, Myers JB. Increase in humeral retrotorsion accounts for age-related increase in glenohumeral internal rotation deficit in youth and adolescent baseball players. *Am J Sports Med.* 2014;42(4):851-858.
- [41] Saccol MF, Almeida GP, de Souza VL. Anatomical glenohumeral internal rotation deficit and symmetric rotational strength in male and female young beach volleyball players. *J Electromyogr Kinesiol.* 2016; 29:121-125.
- [42] Borsa PA, Laudner KG, Sauers EL. Mobility and stability adaptations in the shoulder of the overhead athlete: a theoretical and evidence-based perspective. *Sports Med.* 2008;38(1):17-36.
- [43] Beitzel K, Beitzel KI, Zandt JF, et al. Premature cystic lesions in shoulders of elite junior javelin and volleyball athletes: a comparative evaluation using 3.0 Tesla MRI. *J Shoulder Elbow Surg.* 2013;22(6): 792-799.
- [44] Fessa CK, Peduto A, Linklater J, Tirman P. Posterosuperior glenoid internal impingement of the shoulder in the overhead athlete: pathogenesis, clinical features, and MR imaging findings. *J Med Imaging Radiat Oncol.* 2015;59(2):182-187
- [45] Noonan TJ, Shanley E, Bailey LB, et al. Professional pitchers with glenohumeral internal rotation deficit (GIRD) display greater humeral retrotorsion than pitchers without GIRD. *Am J Sports Med.* 2015; 43(6):1448-1454.
- [46] Pabian PS, Kolber MJ, McCarthy JP. Postrehabilitation strength and conditioning of the shoulder: an interdisciplinary approach. *Strength Cond J.* 2011;33(3):42-55.
- [47] Myers JB, Oyama S, Goerger BM, Rucinski TJ, Blackburn JT, Creighton RA. Influence of humeral torsion on interpretation of posterior shoulder tightness measures in overhead athletes. *Clin J Sport Med.* 2009;19(5):366-371.
- [48] Ray TR. Youth baseball injuries: recognition, treatment, and prevention. *Curr Sports Med Rep.* 2010;9(5):294
- [49] Cools AM, De Wilde L, Van Tongel A, Ceysens C, Ryckewaert R, Cambier DC. Measuring shoulder external and internal rotation strength and range of motion:

- comprehensive intra-rater and inter-rater reliability study of several testing protocols. *J Shoulder Elbow Surg.* 2014;23(10):1454-61.
- [50] Tyler TF, Roy T, Nicholas SJ, Gleim GW. Reliability and validity of a new method of measuring posterior shoulder tightness. *J Orthop Sports Phys Ther.* 1999;29(5):262–264
- [51] Corpus KT, Camp CL, Dines DM, Altchek DW, Dines JS. Evaluation and treatment of internal impingement of the shoulder in overhead athletes. *World J Orthop.* 2016;7(12):776–784.
- [52] Spiegl UJ, Warth RJ, Millett PJ. Symptomatic internal impingement of the shoulder in overhead athletes. *Sports Med Arthrosc Rev.* 2014;22(2):120–129.
- [53] Winter SB, Hawkins RJ. Comprehensive history and physical examination of the throwing shoulder. *Sports Med Arthrosc Rev.* 2014;22(2): 94–100
- [54] Shanley E, Rauh MJ, Michener LA, Ellenbecker TS, Garrison JC, Thigpen CA. Shoulder range of motion measures as risk factors for shoulder and elbow injuries in high school softball and baseball players. *Am J Sports Med.* 2011;39(9):1997-2006.
- [55] Shanley E, Thigpen CA, Clark JC, Wyland DJ, Hawkins RJ, Noonan TJ, et al. Changes in passive range of motion and development of glenohumeral internal rotation deficit (GIRD) in the professional pitching shoulder between spring training in two consecutive years. *J Shoulder Elbow Surg.* 2012;21(11):1605-12.
- [56] Case JM, Mannava S, Fallin JH, Stone AV, Freehill MT. Acute changes in glenohumeral range-of-motion following in-season minor league pitching starts. *Phys Sportsmed.* 2015;43(4):360-365.
- [57] Dines JS, Frank JB, Akerman M, Yocum LA. Glenohumeral internal rotation deficits in baseball players with ulnar collateral ligament insufficiency. *Am J Sports Med.* 2009;37(3):566-
- [58] Parks ED, Ray TR. Prevention of overuse injuries in young baseball pitchers. *Sports Health.* 2009;1(6):514-517.
- [59] Almeida GP, Silveira PF, Rosseto NP, Barbosa G, Ejnisman B, Cohen M. Glenohumeral range of motion in handball players with and without throwing-related shoulder pain. *J Shoulder Elbow Surg.* 2013;22(5): 602-607.
- [60] Provencher CD, Makani A, McNeil JW, Pomerantz ML, Golijanin P, Gross D. The role of the scapula in throwing disorders. *Sports Med Arthrosc.* 2014;22(2):80-87.

- [61] Heyworth BE, Kramer DE, Martin DJ, Micheli LJ, Kocher MS, Bae DS. Trends in the presentation, management, and outcomes of Little League shoulder. *Am J Sports Med.* 2016;44(6):1431-1438.
- [62] Yu IY, Jung IG, Kang MH, Lee DK, Oh JS. Immediate effects of an end-range mobilization technique on shoulder range of motion and skin temperature in individuals with posterior shoulder tightness. *J Phys Ther Sci.* 2015;27(6):1723-1725.
- [63] Harshbarger ND, Eppelheimer BL, McLeod TCV, Welch McCarty C. The effectiveness of shoulder stretching and joint mobilizations on posterior shoulder tightness. *J Sport Rehabil.* 2013;22(4):313-319.
- [64] Moore SD, Laudner KG, McLoda TA, Shaffer MA. The immediate effects of muscle energy technique on posterior shoulder tightness: a randomized controlled trial. *J Orthop Sports Phys Ther.* 2011;41(6):400-407.
- [65] Wilk KE, Macrina LC. Nonoperative and postoperative rehabilitation for injuries of the throwing shoulder. *Sports Med Arthrosc Rev.* 2014;22(2):137–150.
- [66] McClure P, BalaicuisJ, Heiland D, Broersma ME, Thorndike CK, Wood A. A randomized controlled comparison of stretching procedures for posterior shoulder tightness. *J Orthop Sports Phys Ther.* 2007;37(3):108-14.
- [67] Hammons, D. (2012). Effects of the Prone Passive Stretching Technique on Glenohumeral Internal Rotation.
- [68] Murata K YH, Gamada K. Short-term effects of the all-fours posterior stretching technique for posterior shoulder tightness in high school baseball players: a single-blinded cluster randomized controlled trial. *Jpn Soc Clin Sports Med.* 2012;20(1):145–152.
- [69] Bach GH, Goldberg BA. Posterior capsular contracture of the shoulder. *J Am Acad Orthop Surg.* 2006;14(5):265-277.
- [70] Bailey LB, Shanley E, Hawkins R, et al. Mechanisms of shoulder range of motion deficits in asymptomatic baseball players. *Am J Sports Med.* 2015;43(11):2783-2793.
- [71] Bak K. The practical management of swimmer’s painful shoulder: etiology, diagnosis, and treatment. *Clin J Sport Med.* 2010;20(5): 386-390.
- [72] Escamilla RF, Yamashiro K, Mikla T, Collins J, Lieppman K, Andrews JR. Effects of a short duration stretching drill after pitching on elbow and shoulder range of motion in professional baseball pitchers. *Am J Sports Med.* 2017;45(3):692–700.

- [73] Mine K, Nakayama T, Milanese S, Grimmer K. Effectiveness of stretching on posterior shoulder tightness and glenohumeral internal rotation deficit: a systematic review of randomised controlled trials. *J Sport Rehabil*. 2017;(4):294–305.
- [74] Thomas SJ, Swanik CB, Higginson JS, Kaminski TW, Swanik KA, Bartolozzi AR, Abboud JA, Nazarian LN. A bilateral comparison of posterior capsule thickness and its correlation with glenohumeral range of motion and scapular upward rotation in collegiate baseball players. *J Shoulder Elbow Surg*. 2011 Jul;20(5):708-16. doi: 10.1016/j.jse.2010.08.031. Epub 2010 Dec 16. PMID: 21167742.
- [75] Clabbers KM, Kelly JD IV, Bader D, Eager M, Imhauser C, Siegler S, et al. Effect of posterior capsule tightness on glenohumeral translation in the late-cocking phase of pitching. *J Sport Rehabil* 2007;16:41-9.
- [76] Grossman MG, Tibone JE, McGarry MH, Schneider DJ, Veneziani S, Lee TQ. A cadaveric model of the throwing shoulder: a possible etiology of superior labrum anterior-to-posterior lesions. *J Bone Joint Surg Am* 2005;87:824-31. doi:10.2106/JBJS.D.01972
- [77] Huffman GR, Tibone JE, McGarry MH, Phipps BM, Lee YS, Lee TQ. Path of glenohumeral articulation throughout the rotational range of motion in a thrower's shoulder model. *Am J Sports Med* 2006;34: 1662-9. doi:10.1177/0363546506287740
- [78] Kolber MJ, Hanney WJ. The reliability and concurrent validity of shoulder mobility measurements using a digital inclinometer and goniometer: a technical report. *Int J Sports Phys Ther*. 2012 Jun;7(3):306-13. PMID: 22666645; PMCID: PMC3362980.
- [79] Castaldi GM, Borzuola R, Camomilla V, Bergamini E, Vannozzi G, Macaluso A. Biomechanics of the Hammer Throw: Narrative Review. *Front Sports Act Living*. 2022 Mar 31; 4:853536. doi: 10.3389/fspor.2022.853536. PMID: 35434619; PMCID: PMC9008721.
- [80] Arrigo Belli, “Teoria e fondamentali dei lanci”, Fidal Toscana
- [81] Meron A, Saint-Phard D. Track and Field Throwing Sports: Injuries and Prevention. *Curr Sports Med Rep*. 2017 Nov/Dec;16(6):391-396. doi: 10.1249/JSR.0000000000000416. PMID: 29135636.

