

UNIVERSITÀ DEGLI STUDI DI PADOVA
DIPARTIMENTO DI MEDICINA

Corso di Laurea Magistrale

in

Scienze e Tecniche dell'Attività Motoria Preventiva e Adattata

Tesi di Laurea:

Descrizione biomeccanica del cambio di direzione in giocatori di rugby

Relatore:

Prof.ssa Zimi Sawacha

Laureando:

Giulio Donà

N matricola 2026911

Correlatore:

Prof.ssa Fabiola Spolaor

Anno Accademico 2021/2022

INDICE

1. INTRODUZIONE.....	1
2. INFORTUNI NEL RUGBY	3
2.1 Epidemiologia.....	3
2.2 Infortunio al legamento crociato del ginocchio	5
2.2.1 Anatomia e ruolo meccanico del Legamento Crociato Anteriore.....	6
2.2.2 Fattori di rischio e meccanismo di infortunio.....	6
3. ANALISI BIOMECCANICA DEL MOVIMENTO	10
3.1 Utilizzo dell'analisi biomeccanica nello sport.....	10
3.1.1 Perfezionamento della tecnica esecutiva	10
3.1.2 Progettazione di equipaggiamento performante	11
3.1.3 Prevenzione di infortuni e riabilitazione	11
3.2 Strumenti per l'analisi biomeccanica del movimento.....	12
3.2.1 Analisi cinematica	12
3.2.2 Analisi dinamica	15
3.2.3 Analisi dell'attività muscolare: elettromiografia	17
4. PREVENZIONE DELL'INFORTUNIO AL LCA.....	19
5. MATERIALI E METODI.....	23
5.1 Soggetti.....	23
5.2 Task motorio: cambio di direzione.....	24
5.3 Set-up sperimentale	25
5.4 Elaborazione dati	25
5.4 Analisi dati descrittiva.....	29
6. RISULTATI	32
6.1 Angoli articolari	32
7. DISCUSSIONE	35
7.1 Coerenza degli angoli articolari misurati del COD	35
7.2 Confronto degli angoli articolari tra i diversi task	36
7.3 Performance e rischio di infortunio	37
Bibliografia.....	40

RIASSUNTO

Presupposti dello studio

Gli sport di squadra si caratterizzano per l'esecuzione di task sport specifici come il cambio di direzione. Questi gesti motori, se non eseguiti correttamente dal punto di vista biomeccanico, possono aumentare il rischio di non-contact injury. Gli infortuni al ginocchio comportano la maggior parte dei giorni di assenza dalla pratica sportiva e nel Rugby il Legamento Crociato Anteriore ne rappresenta la sede con maggior incidenza e peggior prognosi.

Scopo dello studio

Analizzare la biomeccanica del cambio di direzione di giocatori di Rugby dal punto di vista cinematico e confrontare questo gesto motorio con altri task sport specifici al fine di valutare le caratteristiche intrinseche del gesto e il potenziale ruolo in termini di rischio di infortunio al Legamento Crociato Anteriore.

Materiali e metodi

È stata svolta l'analisi biomeccanica on field del cambio di direzione di 13 atleti d'élite della squadra del Rugby Paese. Di ciascun task è stata eseguita l'analisi cinematica al fine di ricavare gli angoli di massima flessione ed estensione delle articolazioni di anca, ginocchio e caviglia. Questi dati sono stati poi confrontati con i corrispettivi ottenuti durante i task di squat monopodalico, squat bipodalico, drop monopodalico e drop bipodalico attraverso un'analisi statistica.

Risultati

Gli angoli articolari dell'anca raggiunti durante cambio di direzione trovano un riscontro analogo in letteratura, viceversa gli angoli di flesso-estensione di ginocchio e caviglia, mostrano risultati difformi. Gli angoli articolari ottenuti hanno mostrato valori diversi tra i vari task: durante il cambio di direzione si manifesta una flessione inferiore rispetto agli squat per tutte e tre le articolazioni e la più elevata estensione di caviglia.

Discussione

Considerando che nella maggior parte dei casi le lesioni del LCA si verificano durante la partita in campo è importante, in termini di prevenzione, valutare preferibilmente un compito con caratteristiche biomeccaniche simili, per evitare di estrarre variabili biomeccaniche che non rappresentano pienamente il vero meccanismo di rottura. Quindi il ruolo importante di questa tesi è stato porre in evidenza le differenze rispetto ai task stereotipati più in uso nelle valutazioni funzionali standard nei protocolli di prevenzione e return on field.

ABSTRACT

Background

Sports are characterized by the execution of specific tasks such as side cut maneuvers . If not appropriately performed, these tasks can increase the risk of non-contact injury. Different types of knee injuries are responsible for long absence from the sport practice in general and specifically when considering Rugby, in particular the Anterior Cruciate Ligament is the one which shows the highest incidence and worst prognosis.

Aim of the study

This study aimed to describe the biomechanical characteristics of the side cut maneuver directly on field and compare this task with other specific indoor exercises in order to evaluate their intrinsic differences.

Materials and methods

13 rugby players were involved in the current thesis project and for each one of them 4 side cuts were recorded (2right and 2 left) Eight commercial video cameras were used and their video sequences processed throughout Track on Field software. The following variables were extracted: peak joint flexion-extension angles of the hip, knee and ankle joints. All the variables were compared with the corresponding variables from 4 indoor exercises.

Results

Our results about the hip joint find agreement with the literature, while the flexion-extension angles of both the knee and the ankle show different results. The joint angles obtained showed different values between the tasks: during the change of direction there is a lower flexion than in the squats for all three joints and the highest ankle extension.

Discussion

Due to the fact that usually ACL injury occurs while competing on field it's preferable, in terms of prevention, to evaluate a task with similar biomechanical characteristics thus avoiding considering biomechanical risk factors that do not fully represent the risk in real life conditions.

1. INTRODUZIONE

Lo sport è definito dall'Enciclopedia Treccani come “un'attività intesa a sviluppare le capacità fisiche e psichiche della persona, e il complesso degli esercizi e delle manifestazioni, soprattutto agonistiche, in cui si realizza, praticati nel rispetto di regole sia per spirito competitivo (s. dilettantistici, s. olimpici), differenziandosi così dal gioco in senso proprio, sia, fin dalle origini, per divertimento, senza quindi il carattere di necessità, di obbligo, che è proprio di ogni attività lavorativa”. Tuttavia, a partire dai primi anni del Novecento, tali attività cominciarono a essere praticate anche per trarne un utile economico (s. professionistici), finalità conseguente all'esigenza di ottenere i massimi risultati agonistici per soddisfare un pubblico pagante sempre più numeroso, e perciò di praticare allenamenti più intensi e più frequenti, a scapito dell'attività lavorativa. Oltre alla primaria suddivisione in sport individuali e sport di squadra, possiamo determinare varie categorie di sport in base ad una caratteristica comune: sport di combattimento (pugilato, scherma, ecc.), sport della palla (calcio, rugby, pallacanestro, pallavolo, tennis, baseball, ecc.), sport invernali (sci, bob, slittino, ecc.), e così via (1).

In Italia, le persone che praticano sport sono più di 20 milioni e, in conseguenza di questo numero così elevato, il numero di soggetti che manifestano infortuni non può essere trascurato.

Gli atleti di sport di squadra come calcio, rugby, pallacanestro, pallavolo ecc. si caratterizzano per l'esecuzione di gesti motori sport-specifici, più o meno ripetuti in base al tipo di disciplina praticata ed al livello di competizione cui prendono parte: tra questi abbiamo, ad esempio, corsa, cambio di direzione, salto e atterraggio. L'esecuzione ripetuta di questi task, che già di per sé espone il soggetto ad un rischio di infortunio, negli sport di contatto va a sommarsi alla presenza dell'avversario, fattore esterno che influisce sensibilmente sulla performance e sulla modalità esecutiva stessa.

Sulla base del modello prestativo, poi, gli sport possono essere classificati in aerobici, con durata prolungata e bassa intensità, anaerobici, brevi ed intensi, o misti aerobici-anaerobici, caratterizzati dall'alternanza di sforzi intensi di breve durata alternati a periodi prolungati più blandi.

È dunque necessario che l'allenamento dell'atleta in sport come Rugby preveda, ad esempio, da un lato, il miglioramento dei fondamentali tecnici come trasmissione, ricezione, placcaggio e, dall'altro, delle capacità condizionali e coordinative, al fine di diminuire il rischio di infortunio.

È proprio all'interno di quest'ultimo punto che viene utilizzata l'analisi del movimento, disciplina che descrive, analizza e definisce il movimento dell'uomo grazie all'acquisizione di dati sperimentali, della loro elaborazione e dell'interpretazione dei risultati ottenuti. Il suo utilizzo non si limita solamente all'individuazione dei programmi riabilitativi più adeguati dopo un infortunio, ma anche allo studio di quei task motori sport specifici potenzialmente rischiosi per l'incolumità dell'atleta e la successiva programmazione di esercizi preventivi adeguati da inserire nelle sedute di allenamento. Negli ultimi anni, in concomitanza con l'aumento del numero delle partite delle varie competizioni nazionali ed internazionali, conseguenza dell'impatto consumistico in termini commerciali dello sport come mezzo di intrattenimento, l'utilizzo dell'analisi del movimento è aumentato in maniera esponenziale da parte dei professionisti motori.

2. INFORTUNI NEL RUGBY

Il Rugby è tra gli sport più praticati e seguiti al mondo, con circa 5 milioni di giocatori registrati in oltre 117 paesi, ed un aumento annuale del numero di giocatori del 19% dal 2007 (2). Il gioco è fisicamente impegnativo e si definisce come uno sport misto aerobico-anaerobico, caratterizzato da brevi e frequenti periodi di attività ad alta intensità come sprint, rucking, mauling e placcaggio, intervallati da attività a bassa intensità come jogging e camminata.

Nel 2007, la World Rugby, organismo di governo del Rugby a 15 e a 7 nel mondo, ha definito l'infortunio come "qualsiasi disturbo fisico causato da un trasferimento di energia che ha superato la capacità del corpo di mantenere la sua integrità strutturale e/o funzionale, subito da un giocatore durante una partita o allenamento, indipendentemente dalla necessità di cure mediche o dalla lontananza dai campi da gioco per un determinato lasso di tempo (3).

La combinazione di qualità fisiche come forza, potenza, velocità, agilità e resistenza, sommate all'elevata esposizione a collisioni e contatti, espone il rugbista ad un alto rischio di infortunio (4). Infatti, se relazionati agli altri sport di squadra, l'incidenza e la gravità degli infortuni nel rugby professionistico sono relativamente alte: 83 infortuni ogni 1000 ore di pratica e 37 giorni di prognosi media per infortunio (5).

2.1 Epidemiologia

Analizzando in prima istanza l'incidenza di infortuni dovuti a nuove lesioni rispetto a quelli conseguenti a ricadute di precedenti infortuni, si osserva che il tasso dei primi è più elevato (78 ogni 1000 ore di pratica rispetto a 11/1000) (6). Tuttavia, la severità degli infortuni conseguenti a ricadute è maggiore, con una prognosi media di 30 giorni rispetto ai 20 per gli infortuni "de novo" (7). È riscontrabile una differenza di incidenza per quanto riguarda gli infortuni che avvengono in partita e in allenamento: l'incidenza degli infortuni nelle partite di Rugby professionistiche è di 81 ogni 1.000 ore giocate, contro le 3 ogni 1.000 ore di allenamento. I tassi di incidenza media variano anche in relazione al livello della competizione della partita disputata, denotando una frequenza di infortunio direttamente proporzionalmente all'importanza del match: in particolare, si verificano mediamente 123 infortuni ogni 1000 ore di partite internazionali, scendendo a 89 per partite nazionali di massima serie e 35 per partite di seconda serie (4).

Sia il Professional Rugby Injury Surveillance Project, il più grande e lungo progetto di sorveglianza degli infortuni nel rugby che va dalla stagione 2002/2003 alla stagione 2012/2013, che la metanalisi condotta da William S. et al., dai quali sono tratti gran parte dei dati epidemiologici precedenti e successivi, non evidenziano differenze significative in termini di numero, tipologia ed entità di infortunio tra i diversi ruoli del Rugby.

La regione corporea con la più alta incidenza di lesioni è l'arto inferiore (45/1000 ore), seguito da testa/collo, arto superiore e tronco. La regione corporea con la maggiore gravità della lesione è invece l'arto superiore (32 giorni di assenza media), seguito da arto inferiore, testa/collo e tronco (5).

Le lesioni che hanno come sede il ginocchio, in virtù della loro frequenza (11,1 infortuni ogni 1000 ore) e gravità (45 giorni di assenza media), si presentano come l'infortunio con la prognosi peggiore, pari a 493 giorni ogni 1000 ore di attività. Il tipo di lesione con la maggiore incidenza è rappresentato da distorsioni e lesioni ai legamenti, con un'incidenza di 22,6/1000 ore e una gravità di 30 giorni di recupero, seguite da lesioni muscolari, fratture ossee e lacerazioni e lesioni cutanee (4) (5).

L'azione di gioco più impattante nel determinare infortuni è sicuramente il placcaggio, causa del 46% degli infortuni alla caviglia, del 45% degli infortuni al ginocchio e del 66% degli infortuni alla spalla; la corsa, nello specifico il cambio di direzione (COD), insieme al ruck costituiscono la seconda e la terza maggior causa, sebbene l'incidenza degli infortuni nella corsa sia significativamente diminuita negli ultimi anni (5).

Spostando il target su bambini e adolescenti, l'incidenza cala sensibilmente a 26,7 infortuni ogni 1000 ore di pratica, anche in questo caso senza differenze significative a seconda del ruolo del giocatore (8). In merito al tempo di assenza dalla pratica sportiva, poi, i giorni di prognosi si rivelano sensibilmente inferiori rispetto a quelli degli adulti (9). Prendendo in esame lo studio di Nicol A. et al, la tipologia di infortunio più comune è rappresentata da lesione ai legamenti articolari, seguita da concussioni, fratture, contusioni/lacerazioni e dislocazioni/sublussazioni (10), rispecchiando in linea di massima anche in questo caso l'incidenza degli adulti. Ciò che varia è la sede di lesione: negli Under-20, la zona anatomica più frequentemente interessata da infortunio è l'arto inferiore (50,6/1000 ore), seguito da arto superiore, testa/collo e tronco, quest'ultimo risulta invece la seconda sede maggiormente interessata negli adulti (11).

2.2 Infortunio al legamento crociato del ginocchio

Il ginocchio, noto anche come articolazione tibiofemorale, è la più grande e complessa diartrosi del corpo umano. La cavità articolare contiene due cartilagini a forma di C, il menisco laterale e il menisco mediale, collegati da un legamento trasverso. La regione posteriore si caratterizza per la presenza di un complesso sistema di legamenti intracapsulari, tra i quali il legamento crociato anteriore (LCA) ed il legamento crociato posteriore (LCP), ed extracapsulari, comprendenti il legamento collaterale mediale ed il legamento collaterale laterale (12). Il ginocchio, articolazione intermedia dell'arto inferiore, è il sito muscolo-scheletrico più comunemente oggetto di infortunio durante la pratica sportiva, e il legamento crociato anteriore ne rappresenta il legamento più frequentemente lesionato (13). È principalmente un'articolazione ad un solo grado di libertà, la flessione-estensione, che permette di avvicinare o allontanare l'estremità dell'arto dalla sua origine, e di controllare la distanza del corpo dal suolo (14). Il ginocchio lavora essenzialmente in compressione, sotto l'azione della forza di gravità; i due menischi sono in grado di assorbire il peso del corpo agente sull'articolazione, evitando che il femore oscilli lateralmente e medialmente sulla tibia (12). In secondo luogo, l'articolazione del ginocchio presenta anche un secondo grado di libertà: la rotazione sull'asse longitudinale della gamba, la quale si verifica solamente a ginocchio flesso (14). Il LCA è essenziale per il mantenimento della stabilità del ginocchio, in particolar modo durante le attività dinamiche: grazie alle sue proprietà funzionali e anatomiche, esso è responsabile della limitazione di un'eccessiva traslazione anteriore della tibia e di movimenti che prevedono un'eccessiva escursione articolare sui piani frontale e trasverso (15). Il ginocchio è stabilizzato anteriormente dal tendine del muscolo quadricipite femorale, il tendine rotuleo, e posteriormente dal tendine del muscolo semimembranoso.

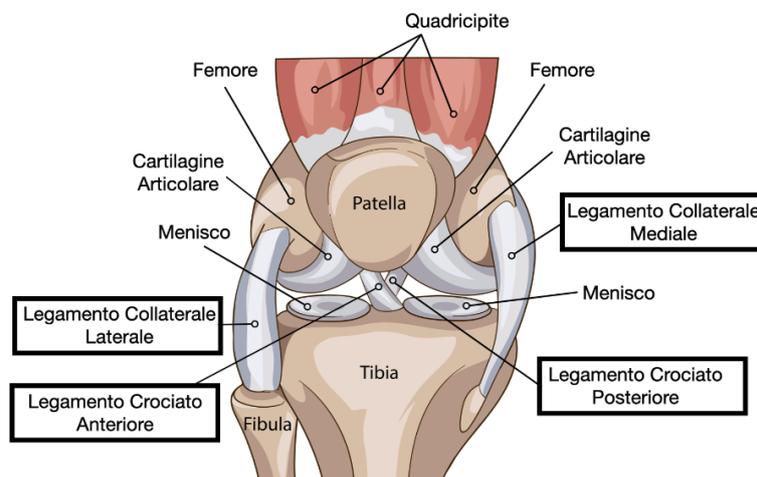


Figura 1: Anatomia del ginocchio (16)

Gli infortuni al ginocchio, come detto, comportano la maggior parte dei giorni di assenza dalla pratica sportiva nel Rugby professionistico. La lesione al LCA rappresenta il 29% dei giorni persi a causa di infortuni al ginocchio, l'assenza media dal campo da gioco conseguente a rottura del legamento crociato anteriore, poi, è di 271 giorni (17).

La comprensione dei meccanismi che sottostanno all'infortunio, dunque, risulta essere un passo fondamentale per la ricerca sulla prevenzione degli infortuni.

2.2.1 Anatomia e ruolo meccanico del Legamento Crociato Anteriore

Il LCA, situato come il LCP al centro dell'articolazione del ginocchio, si inserisce distalmente sulla superficie prespinale della tibia, lungo la glena esterna, e prossimalmente sulla faccia assiale del condilo laterale del femore. Vi si descrivono tre fasci: il fascio antero-interno, il più lungo e più esposto a lesioni, il fascio postero-esterno, resistente nelle rotture parziali, e il fascio intermedio. La lunghezza delle fibre legamentose non è uguale, ma varia tra 1,83 e 3,35 cm; in generale, le fibre più anteriori sulla tibia si inseriscono più in basso e anteriormente sul femore, le fibre più posteriori sulla tibia si inseriscono più in alto a livello femorale (14). Ne deriva che, dal punto di vista temporale, il meccanismo di sollecitazione agisce sulle fibre legamentose in maniera diversa e, come per le fibre muscolari, si tratta di un vero e proprio reclutamento, variando resistenza ed elasticità del legamento. Il LCA è ricoperto dalla sinoviale e scivola sul LCP attraverso il suo bordo assiale durante i movimenti del ginocchio.

Dal punto di vista meccanico, la tensione del legamento rappresenta uno dei freni all'iperestensione del ginocchio; l'orientamento del LCA varia in relazione al ROM articolare: in posizione di allineamento tibiofemorale o di flessione modesta a 30°, il LCA si presenta orizzontale, a 60° di flessione si sposta verso il basso della zona d'inserzione femorale, tra i 90° e i 120° di flessione le fibre medie ed inferiori sono detese, mentre quelle anterosuperiori sono in tensione (14).

Inoltre, il Legamento Crociato Anteriore svolge un ruolo funzionale nel movimento di scivolamento tra condili femorali e glena tibiale. In particolare, durante la flessione articolare, esso è responsabile dello scivolamento del condilo in avanti (14).

2.2.2 Fattori di rischio e meccanismo di infortunio

Come abbiamo visto, dunque, la lesione del Legamento Crociato Anteriore è una delle lesioni più comunemente osservate nello sport e nel Rugby in particolare, impattante in

maniera significativa sui livelli di attività dei soggetti e sulla loro qualità della vita. La rottura completa del LCA può indurre altre condizioni patologiche del ginocchio, tra cui instabilità articolare, lesioni meniscali e della superficie condrale e osteoartrite. La maggior parte delle lesioni si verifica attraverso meccanismi di infortunio senza contatto, in conseguenza di decelerazioni improvvise, manovre di atterraggio e rotazione (18).

I fattori di rischio che predispongono un individuo alla lesione del Legamento Crociato Anteriore sono classificati in intrinseci ed estrinseci. I fattori di rischio intrinseci, riferiti specificatamente all'individuo, sono ulteriormente suddivisi in modificabili e non modificabili. I fattori di rischio modificabili possono essere esasperati o diminuiti dall'individuo, ne fanno parte deficit di forza degli abduttori dell'anca e degli extrarotatori, potenziale squilibrio tra i gruppi muscolari dei muscoli posteriori della coscia e del quadricipite, oltre a deficit di flessibilità (19). Inoltre, anche un peso superiore alla media o un BMI > 19,9 kg/m² pone gli individui in una situazione a rischio. I fattori di rischio non modificabili, invece, includono caratteristiche che non possono essere controllate dall'individuo, suddivisibili in fattori anatomici, biomeccanici e genetici. In più studi è stato riportato che gli individui che subiscono una lesione del LCA presentano spesso una stenosi a livello della fossa intercondiloidea o una riduzione di larghezza della stessa (20). L'aumento dell'angolo individuato dal tetto della fossa intercondiloidea rispetto all'asse del femore sul piano sagittale, la distanza tra la loro tuberosità tibiale e il solco trocleare, la profondità dei piatti tibiale mediale e laterale, oltre ad una lassità articolare generalizzata possono predisporre gli atleti a lesioni al LCA. Gli individui che presentano valgo del ginocchio durante l'atterraggio, esitante in un aumento delle forze di reazione al suolo, combinazioni sfavorevoli di movimenti tibiali come traslazione anteriore e abduzione, traslazione anteriore ed extra-rotazione, che determinano un aumento della tensione sul LCA, manifestano una maggior predisposizione a lesione del crociato anteriore. In aggiunta, la presenza di mutazioni dei geni che codificano per il collagene (COL1A1, COL12A1) aumenta la probabilità di lesione. Allo stesso tempo, la variazione dei geni delle metalloproteinasi della matrice, le quali svolgono un ruolo importante ruolo nel rimodellamento tissutale, può avere un'associazione (19).

I fattori di rischio estrinseci si presentano come quelle caratteristiche che sono al di fuori del controllo dell'individuo e non sono direttamente riferibili ad esso (21). Tra questi troviamo le condizioni metereologiche: in particolare, le scarse precipitazioni nei giorni e nelle settimane precedenti alle partite aumentano il rischio di lesioni (22). Un altro fattore fuori del controllo dell'individuo è rappresentato dalla superficie di gioco: in

particolare, svolgere attività fisica su terreno con *Bermuda grass* è associato ad un tasso di lesione al LCA più elevato rispetto ad altre tipologie di terreno.

A causa di fattori estrinseci ed intrinseci non modificabili, il rischio di lesione del LCA esisterà sempre, la possibilità di ridurre l'incidenza deriva dall'impiego di misure preventive applicate sui fattori di rischio modificabili (23).

In generale, il meccanismo di infortunio è definito dall'interazione giocatore-ambiente: nel caso di un *non-contact injury*, la variabile ambientale può essere rappresentata, come abbiamo visto, dalle condizioni climatiche e dalle caratteristiche del terreno, viceversa, nel caso di un *contact-injury*, il fattore relativo all'ambiente è dato anche dall'avversario. Dall'analisi video condotta da Montgomery et al. da un lato, e Della Villa et al. dall'altro, si evidenzia come la situazione di infortunio senza contatto più frequente è la corsa offensiva, con attaccante in possesso di palla: la maggior parte dei *non-contact ACL injuries* si verificano mentre un giocatore esegue un cambio di direzione evasivo per evitare il placcaggio dell'avversario; ulteriori situazioni predisponenti sono date da atterraggio dopo balzo (drop), arresto improvviso della corsa senza adeguata decelerazione, passaggio o corsa senza palla (24). In questi task, per quanto riguarda il foot contact contestuale alla lesione del crociato, in 2 casi su 3 esso avviene col calcagno (heel contact) e caviglia in dorsiflessione; d'altro canto, l'analisi video evidenzia poi come l'appoggio sul terreno di avampiede sia protettivo per la lesione del LCA (25).

Dal punto di vista del ROM articolare, gli angoli di flessione articolare nell'istante di foot contact corrispondenti a infortunio sono $\leq 40^\circ$ per l'anca e $\leq 20^\circ$ per il ginocchio. Nello studio di Montgomery, dal confronto di questi angoli tra soggetti incorsi in infortunio e soggetti di controllo, si evince che la flessione mediana dell'anca era di 30° per i casi di lesione contro 30° nei casi di non lesione, testimoniando una non statisticamente significativa differenza tra i due gruppi; viceversa, l'angolo di flessione mediano del ginocchio era di 10° per i casi di infortunio rispetto a 20° nei casi senza infortunio, e la dorsiflessione della caviglia era di 10° per i casi di infortunio rispetto a 0° nei casi di non infortunio (25). Le lesioni al LCA si verificano generalmente nella flessione iniziale del ginocchio nel momento in cui è sottoposto ad una forza di taglio in direzione antero-posteriore. La dorsiflessione di caviglia nell'istante di foot contact esita in una maggior probabilità di infortunio rispetto a coloro i quali mantengono una caviglia neutra: nel caso di heel contact (caviglia dorsiflessa), la muscolatura del tricipite della sura potrebbe non essere in grado di assorbire adeguatamente le forze di reazione al suolo, che vengono dunque trasmesse direttamente al ginocchio (26). Pertanto, l'atterraggio sull'avampiede

(caviglia plantaflessa) può essere fondamentale per prevenire lesioni al LCA (27). Inoltre, un'inclinazione laterale del tronco può aumentare il carico al LCA in conseguenza dello spostamento laterale del centro massa, esitante in una linea vettoriale laterale all'articolazione del ginocchio e provocando un momento di abduzione dello stesso. Questa alterazione del movimento sul piano frontale è probabilmente dovuta all'elevato momento di abduzione esterno del ginocchio determinato dall'abduzione dell'anca su una posizione del piede orientata lateralmente e piantata fuori dalla base di appoggio (28).

I contact-injury al LCA derivano essenzialmente dal tackle (Figura 2): nella maggior parte dei casi il soggetto portatore di palla si procura una lesione al legamento crociato anteriore a causa del contatto diretto con il difensore, anche se il numero di difendenti che subiscono infortunio al LCA non è trascurabile. Altre situazioni potenzialmente predisponenti tipiche del Rugby sono la mischia e il ruck, azioni che possono spiegare la più alta incidenza di infortunio da contatto rispetto a calcio e basket (25).

In ogni caso, le lesioni da contatto si manifestano più frequentemente in combinazione con un carico in valgo del ginocchio e, secondariamente, a causa dell'iperestensione o della traslazione anteriore della tibia, originata dall'applicazione di una forza tibiale posteriore significativa (24).



Figura 2: Azione di tackle, placcaggio laterale (29)

3. ANALISI BIOMECCANICA DEL MOVIMENTO

Il termine “Biomeccanica” può essere etimologicamente suddiviso in due parti: il prefisso “bio” si riferisce a qualcosa che ha a che fare con i sistemi viventi o biologici, la radice “meccanica” indica la relazione con l’analisi delle forze e dei loro effetti. Di conseguenza, possiamo affermare che la biomeccanica è quella disciplina il cui obiettivo è lo studio delle forze e dei loro effetti sui sistemi biologici (30). Focalizzando la nostra attenzione sullo sport, definiamo l’analisi biomeccanica come lo studio delle forze e dei loro effetti sull’organismo durante la pratica di esercizio fisico.

3.1 Utilizzo dell’analisi biomeccanica nello sport

Il corpo umano, dal punto di vista funzionale, può essere sommariamente considerato come l’insieme di segmenti rigidi, quali le ossa, e di giunzioni con diversi gradi di libertà, rappresentate dalle articolazioni. L’intero sistema si caratterizza per la presenza di forze, generate dai muscoli, applicate a livello dell’inserzione ossea, le quali hanno il compito di garantire il movimento. Ne deriva che, nel momento in cui le forze interagiscono con l’articolato sistema di leve costituito da ossa e articolazioni, esse determinano una vasta gamma di azioni, esplicabili sui tre piani frontale, sagittale e trasverso.

In ambito sportivo, lo studio delle diverse azioni grazie all’analisi biomeccanica è declinato al miglioramento della performance, cui si sovviene grazie al perfezionamento della tecnica esecutiva, alla progettazione di equipaggiamento performante e, infine, alla prevenzione di infortuni e riabilitazione.

3.1.1 Perfezionamento della tecnica esecutiva

Il perfezionamento della tecnica di esecuzione di un gesto motorio può avvenire secondo due approcci diversi, uno qualitativo ed uno quantitativo. Il perfezionamento qualitativo si riferisce, nello specifico, all’azione svolta da allenatori o insegnanti di Educazione Fisica, i quali sfruttano le loro conoscenze e competenze al fine insegnare e correggere il task motorio; nel secondo caso, il perfezionamento quantitativo si deve alla ricerca di laboratorio che, per mezzo dell’analisi di dati antropometrici quantitativi, permette di individuare la tecnica esecutiva migliore (30).

Prendendo in esame il cambio direzione, ad esempio, task motorio fondamentale in numerosi sport open skill, l’analisi biomeccanica gesto-specifica evidenzia come mantenere la velocità e ridurre al minimo la decelerazione prima ed immediatamente

dopo il cambio di direzione siano fattori fondamentali per una performance migliore (31). Allo stesso tempo, gli atleti in grado di esprimere una maggior forza eccentrica a livello dei muscoli estensori presentano un pattern di decelerazione più efficace, il quale garantisce un cambio di direzione più veloce (32).

Ecco, dunque, che l'analisi biomeccanica di un task motorio sport-specifico permette di individuare i pattern su cui intervenire per migliorare la performance dell'atleta.

3.1.2 Progettazione di equipaggiamento performante

Il miglioramento della performance sportiva passa anche attraverso la ricerca di un equipaggiamento sportivo efficace. L'attrezzatura indossata, infatti, può influire positivamente sulla prestazione, sia in maniera diretta che attraverso la prevenzione degli infortuni (30).

Prendendo in esame uno sport come il calcio, ad esempio, attrezzatura come le calzature assume un ruolo fondamentale nel miglioramento della tecnica esecutiva. La struttura della tomaia, infatti, va ad influire sulla precisione nei passaggi e nella conclusione in porta: la riduzione della disomogeneità della superficie di pressione tra la scarpa e la palla è responsabile di un miglioramento nella performance (33).

Il modello prestativo di questo sport, poi, suggerisce come per il calciatore sia fondamentale eseguire movimenti con una velocità di esecuzione elevata. La disposizione dei tacchetti e l'utilizzo di materiali leggeri risultano essere fondamentali nel determinare una buona trazione, un'elevata stabilità ed un peso ridotto, riducendo contestualmente il rischio di infortunio (34).

3.1.3 Prevenzione di infortuni e riabilitazione

L'analisi biomeccanica risulta utile ai professionisti della medicina dello sport per identificare quali forze possono aver causato un infortunio, individuare le strategie di prevenzione per prevenirlo o scongiurare un'eventuale ricaduta e programmare una progressione di esercizi atta alla riabilitazione dopo l'evento.

Prendendo in esame un infortunio comune a molti sport, come la rottura del Tendine d'Achille, l'analisi biomeccanica ci permette di affermare che tale evento può manifestarsi in conseguenza di tre meccanismi diversi: eccessivo carico sull'avampiede a ginocchio esteso nella fase di *weight acceptance*, energica ed improvvisa dorsiflessione

dell'articolazione tibio-tarsica o violenta dorsi-flessione del piede in flessione plantare nella fase di *push off* (35).

La prevenzione di questa tipologia di infortunio passa inevitabilmente per la riduzione di fattori di rischio biomeccanici, rappresentati, ad esempio, da iperpronazione dell'articolazione sotto-astragalica (36) o eccessivo varismo o valgismo di avampiede/retropiede, che esita in una distribuzione diseguale delle forze di trazione sull'Achilleo (37), oltre a prevenire la rigidità della muscolatura posteriore della gamba. Per quanto riguarda la riabilitazione post-infortunio, l'analisi biomeccanica permette di andare a valutare e quantificare i profili di carico del tendine d'Achille di diversi esercizi, sviluppando linee guida per aumentare in modo incrementale la frequenza e l'entità del carico sull'Achilleo (38).

3.2 Strumenti per l'analisi biomeccanica del movimento

Il numero delle strumentazioni per l'analisi del movimento è in costante crescita e procede di pari passo con l'evoluzione tecnologica.

Indipendentemente dalle condizioni e dal luogo del test, è fondamentale conoscere le attrezzature al fine di scegliere la più adatta per ogni occasione. La strumentazione da utilizzare è scelta, in prima istanza, sulla base alla tipologia del test svolto e, successivamente, al fine di interpretare in maniera semplice e diretta il dato acquisito (39). La biomeccanica supporta l'attività di tecnici e atleti tramite l'analisi cinematica e dinamica del gesto sportivo e lo studio dei fattori biomeccanici limitanti le prestazioni degli atleti e dei mezzi da gara utilizzati. Essa va ad operare sia sul campo che in laboratorio, avvalendosi di strumenti e tecnologie validate a livello internazionale ed in grado di acquisire parametri complessi non discriminabili ad occhio nudo (40).

Più specificatamente, essa tratta macroaree come cinematica, antropometria, cinetica ed attività muscolare (41), ciascuna delle quali analizzabile attraverso specifici *tools*.

3.2.1 Analisi cinematica

La cinematica si occupa dello studio descrittivo del movimento, valutando parametri quali spazio e tempo.

Al fine di andare a valutare il tempo vengono utilizzate le fotocellule, strumenti semplici da un punto di vista costruttivo, ma allo stesso tempo molto utili e precisi che fungono da cronometro. Il funzionamento è semplice: la fotocellula è composta da una sorgente di

fascio infrarosso e da una superficie riflettente che rimanda il fascio alla sorgente stessa; nel momento in cui il soggetto attraversa il fascio di infrarosso, esso non torna indietro verso la fotocellula, attivandola. Attraverso un software di gestione dello strumento è poi possibile impostare il numero di fotocellule e quella di “entrata” ed “uscita” del percorso, così da avere il tempo di percorrenza del tratto in esame (39). Se, oltre al tempo di percorrenza del tratto analizzato, si conosce anche la distanza, si è allora facilmente in grado di determinarne la velocità media di percorrenza.

Il bisogno di quantificare l’attività fisica ha portato allo sviluppo di strumenti di misura piccoli, leggeri, portatili e non invasivi che registrano il movimento su uno o più piani, gli accelerometri (42). Questo strumento è in grado di rilevare e/o misurare l’accelerazione, sia di natura lineare che angolare; il principio generale su cui si basano entrambe le tipologie di accelerometri (lineari o angolari) è quello di una massa nota che viene vincolata a una molla e che può muoversi solo lungo l’asse (sensibile) della molla (accelerometro lineare) o può ruotare su di essa (accelerometro angolare). Una volta che la deformazione della molla viene calibrata attraverso una forza nota, ogni successiva deformazione verrà letta come una variazione dell’accelerazione della massa stessa, calcolando quindi questo parametro in forma diretta (39). I dispositivi più recenti utilizzano sensori a chip integrati che hanno una massa sismica che si trova direttamente sopra un elemento piezoelettrico (43). Il segnale grezzo viene convertito, filtrato e trasformato in un valore di accelerazione.

Al fine di misurare gli angoli articolari viene utilizzato l’elettrogoniometro, uno strumento che viene applicato in corrispondenza dell’articolazione per valutare gli angoli relativi creati dai segmenti corporei che le compongono (39). Attualmente, sebbene risultino invasivi e possano limitare il movimento articolare, hanno ancora molte applicazioni in ricerca in virtù della loro precisione analitica (44).

Negli ultimi tempi, proprio a causa della loro scomodità, agli elettrogoniometri vengono talvolta preferiti strumenti come sensori inerziali, tecniche di analisi video o sistemi stereofotogrammetrici 3D optoelettronici che risultano essere sicuramente meno invasivi, lasciando il soggetto testato libero di compiere i propri movimenti senza limitazioni (39). I sensori inerziali sono strumenti costituiti da giroscopi, accelerometri e magnetometri: gli accelerometri sono usati per determinare su quale asse sia direzionata la gravità e la forza agente sul sistema, i sensori magnetici forniscono informazioni circa l’orizzontalità dello strumento e, infine, i sensori complementari, i giroscopi, vengono utilizzati per eliminare l’accumulo di dati derivante dalle continue correzioni dell’orientamento

ottenuto dagli altri sensori (39). In ambito di analisi del movimento, i sensori inerziali trovano molte applicazioni (45) come, ad esempio, per le valutazioni di marcia (46) e di capacità di sprint (47), di salto (48), di stabilità posturale (49), dell'attività on field (50) e del ROM articolare (51).

La videoanalisi bidimensionale del movimento, con un'appropriata elaborazione software dei dati visivi, offre l'opportunità di analizzare i movimenti *on field* senza i limiti di una rigida impostazione di laboratorio (52). La *video motion analysis* prevede sistema di telecamere e un computer dotato di un software che consente la riproduzione fotogramma per fotogramma del video. Utilizzando il software di analisi del movimento video, l'immagine sullo schermo viene inizialmente calibrata, consentendo la misurazione dei valori del mondo reale. Il software prende anche nota del tempo tra i fotogrammi per fornire un set di dati di movimento rispetto al tempo (53). L'obiettivo per l'analisi del movimento video determinerà il tipo di software utilizzato, tra questi troviamo *Dartfish*, *Vicon Motus Video*, *Oqus* ed *APAS*.

I sistemi stereofotogrammetrici 3D optoelettronici, poi, sono strumentazioni caratterizzati da particolari telecamere che proiettano un fascio di infrarossi all'interno del loro campo visivo e che acquisiscono i dati dai marker, riferimenti catarifrangenti applicati sul soggetto, che rifrangono il fascio proiettato dalle telecamere. Una volta che il fascio di infrarossi viene rifratto dai marker, le telecamere hanno la possibilità di seguirne i movimenti descrivendo attraverso particolari software di analisi tutte le caratteristiche cinematiche del moto. Il posizionamento delle telecamere descrive un volume all'interno del quale il movimento è analizzabile, fuori da questo volume non si ha possibilità di analisi (39). I marker, posizionati manualmente sui punti di reperi del soggetto, si suddividono in due categorie: "passivi" quando riflettono la luce infrarossa proveniente dalle telecamere, "attivi" quando si illuminano autonomamente. La letteratura sembra suggerire che l'accuratezza e la frequenza di campionamento dell'utilizzo di marker passivi non sia alla pari di quella dei marker attivi, ma l'assenza di cavi, batterie e circuiti d'accensione dei marker è un importante vantaggio in fase di analisi (54). La modalità con cui vengono applicati i marker viene solitamente chiamata "modello", e fa specifico riferimento al task motorio analizzato; i marker applicati sul soggetto formano dei "segmenti" che ne identificano le porzioni anatomiche e, in quanto tali, vengono trattati come segmenti rigidi, il che permette di applicare le leggi della meccanica classica. Grazie ad algoritmi di calcolo, la posizione tri-dimensionale (3D) dei marker viene ricostruita e digitalizzata (54).

Il presente lavoro di tesi ha preso in esame un task specifico quale il cambio di direzione dopo un atterraggio svolto in campo, gesto motorio tipico di molti sport di squadra, influenzato da numerosi fattori situazionali che vanno a modificarne l'esecuzione. I test svolti direttamente in campo superano alcuni limiti tipici dell'ambiente stereotipato del laboratorio quali, ad esempio, gli spazi ristretti, la difficoltà nell'eseguire gesti motori più ampi, l'incapacità di esecuzione completa di tutto il gesto motorio e la difficoltà di muoversi liberamente in conseguenza dell'ingombro costituito dalla strumentazione.

Il task motorio svolto in campo è eseguito in maniera più naturale e attinente alle situazioni di gioco, permettendo così all'atleta di raggiungere velocità e modalità di esecuzione del tutto simili a quelle reali. Inoltre, la superficie in erba ed una calzatura adeguata hanno permesso agli atleti di esplicitare il test in un contesto a loro più familiare, riproducendo le condizioni ambientali di allenamenti e partite.

Il modo migliore per ottenere una valutazione il più conforme possibile alle condizioni di gioco è la *video analysis*. La tecnica di "*Video Motion Capture*" permette la ricostruzione del movimento a partire da un video che verrà analizzato a posteriori in laboratorio istante per istante, frame per frame. Grazie a questo metodo è possibile rimuovere qualsiasi apparecchiatura ingombrante applicata al soggetto, riducendo gli stimoli neuro-sensoriali di disturbo e preservando la naturalità del movimento. Per l'acquisizione si possono utilizzare telecamere commerciali o webcam, a seconda della risoluzione richiesta.

L'individuazione dei punti di repere anatomico per il calcolo della cinematica articolare avverrà grazie alla collocazione manuale dei marker attraverso l'utilizzo di un software in laboratorio; l'operatore disporrà ciascun marker in ogni frame del video per ciascuna camera che lo ha precedentemente acquisito.

3.2.2 Analisi dinamica

La Dinamica, anche detta Cinetica, si occupa dello studio delle cause (ovvero le forze) che determinano e modificano il moto di un oggetto. Essa descrive gli effetti delle forze che agiscono su un dato sistema, modificandolo. Applicazioni della Dinamica nel campo dell'analisi del movimento sono, ad esempio, lo studio della capacità di accelerazione o di frenata di un atleta attraverso l'impiego di forza al suolo durante il cammino, la corsa o i salti (55). I parametri dinamici ricavati dai diversi tools, celle di carico, pedane di forza e pedane pressorie, riguardano forze e momenti delle forze del corpo o dei diversi segmenti del corpo.

Le celle di carico, chiamate anche estensimetri, strain gauges o trasduttori di forza possono essere utilizzate singolarmente in trazione, compressione e torsione, oppure inglobate all'interno di strumentazioni che, a seconda della loro forza e funzione, prendono il nome di dinamometri isometrici o di pedane di forza. Queste celle, attraverso una deformazione meccanica più o meno lineare, variano la resistenza elettrica del sistema in output definendo e quantificando la forza in input che ha generato la deformazione (39). Parallelamente a questa tipologia di estensimetri, poi, sono state sviluppate celle di carico con trasduttori piezoelettrici che misurano le forze applicate attraverso il fenomeno della piezoelettricità, ovvero la capacità meccanico-elettrica di alcuni cristalli di generare tensioni elettriche proporzionali al campo di deformazione applicatovi (39). I dinamometri isometrici, infine, hanno la funzione di misurare la forza massima isometrica che si può esprimere ad un determinato ROM articolare (56). In generale, questi strumenti, a seconda delle caratteristiche costruttive, sono in grado di valutare l'espressione di forza in task di spinta e trazione nell'esecuzione di movimenti mono o poli articolari.

Le pedane di forza sono lo strumento più affidabile per la valutazione della forza di reazione al suolo che si sviluppa durante l'esecuzione di un task motorio. Esse possono essere costituite da estensimetri, specialmente in passato, o da trasduttori piezoelettrici, il materiale con il quale è costruito il basamento deve essere particolarmente rigido e indeformabile, al fine di prevenire un'eventuale dispersione della forza applicata. Le pedane di forza permettono di individuare l'andamento della forza nel tempo, consentendo di descrivere, ad esempio, l'andamento della G.R.F. durante un passo, un appoggio in corsa o un salto. Questi strumenti consentono, inoltre, di tracciare i movimenti del Centro di Pressione (CoP), determinando così le oscillazioni posturali durante il mantenimento di determinate posizioni e posture. Tuttavia, in letteratura sono sempre più comuni ricerche che dimostrano come le strumentazioni pressorie a matrice di sensori siano in grado di misurare e studiare l'andamento del CoP con maggior precisione e ripetibilità, sia in modalità statica (39) che dinamica (57).

I sistemi pressori, indipendentemente dalla tecnologia del sensore utilizzato, possono essere classificati in due tipologie: pedane inserite nel pavimento o all'interno di treadmill e sistemi a solette pressorie da inserire nella scarpa. Le pedane baropodometriche forniscono informazioni sulle pressioni che vengono scambiate tra la superficie di appoggio del piede ed il terreno (58), valutando in modo approfondito l'andamento del centro di pressione, il quale permette di evidenziare la modalità di esecuzione del passo

ed eventuali alterazioni della deambulazione, della corsa o del salto (59). Tuttavia, dal momento che né le pedane posizionate al suolo né i treadmill sensorizzati sono strumenti utilizzabili on field, fatta eccezione per sport che richiedono posizioni statiche, nei suddetti casi è necessario ricorrere a strumenti come le solette di pressione, le quali offrono la possibilità di studiare gli atleti in campo durante l'esecuzione dei gesti sportivi ma anche più semplicemente di studiare il rapporto piede-scarpa durante la deambulazione (55).

3.2.3 Analisi dell'attività muscolare: elettromiografia

L'elettromiografia (EMG) fornisce un facile accesso ai processi fisiologici che portano il muscolo a generare forza, produrre movimento e svolgere le innumerevoli funzioni che ci consentono di interagire con il mondo che ci circonda (60). L'EMG è una tecnica diagnostica impiegata per registrare l'attività elettrica legata alla contrazione muscolare e studiare le variazioni qualitative e quantitative dei potenziali d'azione del muscolo. Grazie all'uso dell'EMG è dunque possibile rilevare l'attività elettrica muscolare durante il lavoro reale o simulato, rappresentarla graficamente e misurare le variazioni del potenziale espresso.

Esistono due tipologie fondamentali di EMG, le quali dipendono strettamente dalla tipologia di muscolo analizzato e dallo scopo del test: possono distinguere l'EMG di superficie e l'EMG di profondità. L'EMG di superficie consente la misurazione dell'attività elettrica dei muscoli superficiali, analizzati per mezzo di elettrodi applicati sulla pelle. A cagion di ciò, il SENIAM project, un programma di ricerca e salute biomedica dell'Unione europea, ha prodotto delle raccomandazioni per caratteristiche dei sensori e procedure di posizionamento degli stessi, correlati a metodi di elaborazione del segnale per l'elettromiografia di superficie. SENIAM raccomanda elettrodi circolari con un diametro di 10 mm (all'aumentare delle dimensioni aumentano l'ampiezza e diminuiscono i contenuti ad alta frequenza del segnale), il materiale dell'elettrodo che forma lo strato di contatto con la pelle deve consentire un buon contatto con la pelle, una bassa impedenza elettrodo-pelle e un comportamento "stabile" nel tempo, i due elettrodi bipolari devono essere posizionati intorno alla posizione del consigliata con una distanza di 20 mm tra essi (quando gli vengono applicati su muscoli relativamente piccoli, la distanza non deve superare 1/4 della lunghezza delle fibre muscolari) (61). I vantaggi di questa tecnica sono racchiusi nel minimo grado di invasività nella possibilità di analizzare una più vasta area muscolare (62). Tuttavia, quest'ultimo vantaggio rappresenta anche un

limite, in quanto il posizionamento dell'elettrodo inficia in maniera considerevole la corretta rilevazione dell'attività elettrica del muscolo target e, di conseguenza, la ripetibilità della misura. L'utilizzo di questa tipologia di elettrodi, infatti, è correlata al fenomeno del *crosstalk*. Il *crosstalk* è descritto come una contaminazione del segnale EMG generata da muscoli diversi da quello di interesse, che corrisponde generalmente ad un valore non superiore al 10-15% del segnale complessivo (63).

L'EMG di profondità è, invece, una pratica invasiva, atta alla rilevazione dell'attività elettrica dei muscoli posti in profondità. A differenza dell'EMG di superficie, l'elettrodo che permette questo tipo di analisi è un ago o un filo, di conseguenza l'area valutata è circoscritta e limitata.

Il segnale EMG, dunque, è il risultato di molti fattori fisiologici, anatomici e tecnici. Gli effetti di alcuni di questi fattori possono essere gestiti con metodi di rilevamento adeguati, ma altri non sono facilmente regolati con la tecnologia attuale e il loro potenziale effetto sul segnale può essere solamente ipotizzato e considerato (60).

In biomeccanica, tre applicazioni dominano l'uso del segnale EMG di superficie: il suo utilizzo come indicatore dell'inizio dell'attivazione muscolare, la sua relazione con la forza prodotta da un muscolo e il suo utilizzo come indice dei processi di fatica che si verificano all'interno di un muscolo stesso. Un'altra importante applicazione del segnale EMG è fornire informazioni sul contributo di forza dei singoli muscoli e dei gruppi di muscoli. (60).

Questi molteplici utilizzi permettono di impiegare l'elettromiografia in diversi ambiti: neurologico, preventivo, posturale e preventivo. L'EMG permette di indagare possibili problematiche a carico del Sistema Nervoso periferico, di diagnosticare patologie muscolari come distonie e miopatie (64), oppure viene utilizzato per valutare, come detto, l'influenza della fatica sulla velocità di conduzione (Rau et al., 2004). In ambito preventivo, permette di descrivere l'attività di specifici gruppi muscolari a seguito di un protocollo di prevenzione dei traumi (65) e, ancora, di analizzare l'influenza di diversi tipi di calzature durante l'esecuzione di un task motorio (66). Infine, l'elettromiografia può essere utilizzata per descrivere i modelli di attivazione dei gruppi muscolari in attività sportive specifiche, al fine di migliorare il pattern di contrazione muscolare e, di conseguenza, la performance (39).

4. PREVENZIONE DELL'INFORTUNIO AL LCA

Per prevenire l'infornio al Legamento Crociato Anteriore ci si avvale di diverse metodiche, il cui fine ultimo è quello di individuare un indice di rischio per la lesione al LCA, individuando contestualmente su quali variabili incentrarsi per la programmazione di un intervento preventivo all'interno della stagione sportiva in generale.

Di seguito vengono riportati i test da campo e da laboratorio più comunemente utilizzati per perseguire tale obiettivo:

- *Star Excursion Balance Test (SEBT)*: test da laboratorio utilizzato per evidenziare deficit di controllo posturale a livello degli arti inferiori; esso richiede l'esecuzione di una serie di single leg squat durante i quali il soggetto muove l'arto sospeso per raggiungere il punto più lontano delle linee disegnate sul terreno a forma di stella, mantenendo le mani sui fianchi.

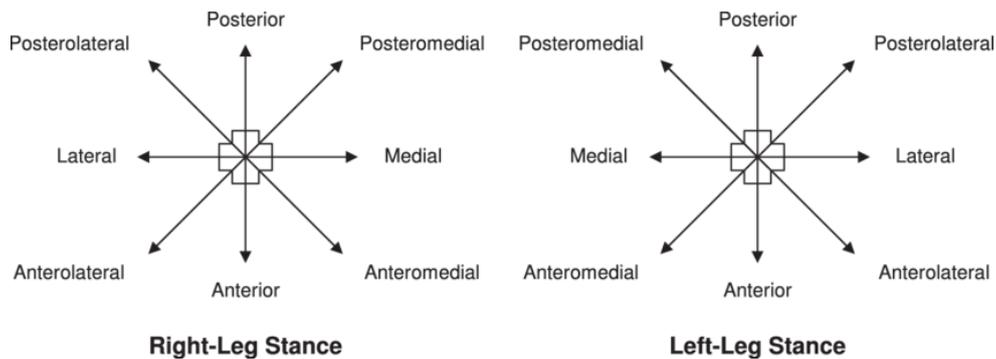


Figura 3: linee di movimento dell'arto sospeso (67)

L'atleta viene valutato almeno tre volte per ogni misura, e vengono poi redatti i risultati in termini di distanza raggiunta dal centro della stella. L'esaminatore calcola successivamente i punteggi dell'atleta utilizzando le seguenti equazioni:

- Distanza media in ciascuna direzione (cm) = $(\text{Reach 1} + \text{Reach 2} + \text{Reach 3}) / 3$
- Distanza relativa (normalizzata) in ciascuna direzione (%) = $(\text{Distanza media in ciascuna direzione} / \text{lunghezza della gamba}) \times 100$

Questi calcoli devono essere eseguiti sia per arto inferiore destro che sinistro, fornendo in totale 16 punteggi per atleta.

Il SEBT può essere utilizzato per evidenziare potenziali deficit nel controllo posturale dinamico correlati ad una lesione agli arti inferiori e prevederne possibili lesioni (68). Tuttavia, questo test trascura l'utilizzo dell'arto superiore per la ricerca dell'equilibrio, manifestando una distanza marcata dal modello prestativo delle diverse discipline

sportive. L'ambiente di laboratorio, poi, sottrae l'atleta dall'esposizione alle diverse variabili ambientali che influiscono l'esecuzione dello specifico task.

- *Landing Error Scoring System (LESS)*: strumento di assessment clinico *on field* per identificare quei soggetti che presentano il rischio di incorrere in non contact injury, come la lesione del LCA. Esso si basa sull'analisi biomeccanica del task di jump-landing: salto in avanti da un gradino alto 30 cm e atterraggio su una piattaforma (posizionata frontalmente ad una distanza pari alla metà dell'altezza del soggetto) e immediato salto verticale più alto possibile. Il movimento viene ripetuto tre volte ed è ripreso da due videocamere, una posta sul piano frontale e una sul piano sagittale. Il LESS score è determinato dalla somma degli "errori" nella tecnica di atterraggio in relazione a 17 item osservabili: i primi 6 valutano la posizione degli arti inferiori e del tronco al contatto iniziale col terreno, gli item dal 7 all'11 considerano il posizionamento del piede, il terzo gruppo dal 12 al 14 analizza i movimenti degli arti inferiori e del tronco nel momento di contatto iniziale e massima flessione del ginocchio, infine, gli ultimi 2 items si basano sulla percezione generale dell'operatore in merito alla qualità dell'atterraggio. Alcuni *pattern* cinematici sono comunemente riscontrati come predisponenti gli infortuni del LCA:

- Flessione del ginocchio $< 30^\circ$;
- Flessione dell'anca $< 10^\circ$;
- Flessione del tronco $< 10^\circ$.

Queste ampiezze, se associate ad un aumento del valgismo del ginocchio e rotazione della tibia, possono provocare incremento delle forze di taglio anteriori e un eccessivo accumulo di carico sul legamento (69) (70).

- *Vertical Drop Jump Test (VDJ Test)*: simile al LESS, test da campo che analizza biomeccanicamente il task del salto verticale dopo caduta da una determinata altezza, cui segue l'attribuzione di un punteggio per diversi items considerati: ampiezza dell'angolo in valgo del ginocchio nel contatto iniziale, momento di abduzione di picco del ginocchio, ampiezza dell'angolo di massima flessione del ginocchio, massima forza verticale di reazione al suolo e spostamento mediale del ginocchio (71).

- *Tuck Jump Test*: test da laboratorio per la valutazione della meccanica di atterraggio dopo tuck jump: l'atleta esegue 10 balzi rapidi e consecutivi avvicinando le ginocchia al petto che verranno ripresi da due cam, una su piano frontale e una su piano sagittale. Si valutano diversi items, come ampiezza del valgo al ginocchio, timing asimmetrico del foot contact destro e sinistro, foot contact con piedi non paralleli, atterraggio in punti diversi (72).
- *Back Squat Assesment (BSA)* → test che scompone il task del back squat al fine di descrivere deficit funzionali correlati ad un aumento del rischio di infortunio. In particolare, la valutazione riguarda:
 - Upper body → stabilità e controllo della testa, del torace e del tronco;
 - Lower body → posizione articolare di anca, ginocchio e caviglia;
 - Meccanica del movimento → tempi, coordinazione e modello di reclutamento muscolare.

Una flessione sagittale del ginocchio $< 30^\circ$ influenza negativamente la biomeccanica del task, accentuando la strategia di dominanza del quadricipite a discapito dei muscoli ischiocrurali e glutei, correlata ad un aumento del rischio di lesioni al LCA. Per contro, uno squat al di sotto del parallelo, implicante una marcata flessione del ginocchio, non si associa ad un rischio di lesioni più elevato dei vari comportamenti legamentosi articolari (73).

- *Single Leg Squat Test (SLS)* → test funzionale per la valutazione della funzionalità dell'arto inferiore in termini di prevenzione di infortunio. Nello specifico, questo test è molto utile per la valutazione del valgo dinamico di ginocchio, associato ad un aumento del rischio di lesioni al LCA (74).

Una prevenzione adeguata, in ogni caso, deve sempre iniziare da un'attenta e precisa valutazione dell'atleta. Tale valutazione deve tipicamente essere svolta in momenti diversi della stagione: nella fase di preparazione precampionato, nella sosta invernale e, infine, nelle ultime settimane della stagione. In questo modo è possibile individuare potenziali alterazioni posturali o deficit fisiologici che possono portare ad un'alterata esecuzione di un task sport specifico, esitando in un aumentato rischio d'infortunio.

Lo screening realizzato grazie all'esecuzione dei test sopra elencati è il primo passo per la redazione di un programma di prevenzione, atto ad un'eventuale rieducazione posturale tramite allungamento muscolare, mobilità articolare, condizionamento fisico di *Aerobic training* e *Resistance training*. L'osservazione, infatti, è estremamente importante per capire se esista un deficit di forza di una gamba rispetto all'altra, uno squilibrio muscolare tra muscoli anteriori e posteriori della coscia, una lassità legamentosa del ginocchio, delle retrazioni muscolari che causano un deficit del ROM articolare e una ridotta capacità di equilibrio.

Il programma di prevenzione della lesione del LCA si basa su un allenamento funzionale globale, tale da permettere lo sviluppo della forza stabilizzatrice (con esercizi che sviluppino la velocità di attivazione della muscolatura flessoria del ginocchio), di incrementare le capacità coordinative dell'atleta per una corretta biomeccanica del gesto sport-specifico (attraverso circuiti di esercizi dinamici su piani di appoggio sempre più instabili e destabilizzanti) e apprendere delle strategie che il corpo userà in maniera automatica per tutelare i legamenti (es. un corretto atterraggio dopo un salto, per evitare il movimento traumatico in iperestensione; il controllo delle rotazioni del ginocchio durante sprint improvvisi, bruschi cambi di direzioni, balzi con una sola gamba e gesti esplosivi). In sintesi, si ritiene che ogni atleta, per poter abbassare la percentuale di rischio di infortunio, debba seguire un programma personalizzato di esercizi che permetta l'aumento del controllo e della stabilità del corpo e, allo stesso tempo, ne incrementi contemporaneamente la velocità di esecuzione del gesto tecnico specifico, migliorando la performance.

Svolgendo l'analisi biomeccanica cinematica del gesto motorio del cambio di direzione, e relazionando poi i dati ottenuti con quelli di squat monopodalico, squat bipodalico, drop monopodalico e drop bipodalico, l'elaborato mira inizialmente a valutare la coerenza dell'ampiezza degli angoli di massima flessione ed estensione di anca, ginocchio e caviglia del task di cambio di direzione rispetto alla letteratura, successivamente confronta i dati degli angoli di tra i diversi task e, infine, evidenzia potenziali situazioni di lesione al Legamento Crociato Anteriore sulla base dei test di prevenzione.

5. MATERIALI E METODI

Il presente lavoro di tesi si prefigge di analizzare la biomeccanica del task del cambio di direzione di un soggetto in possesso di palla (attaccante) dopo ricezione e atterraggio (ricezione da “*up and under*”). I soggetti esaminati sono atleti d’élite facenti parte della squadra A.S.D. Rugby Paese 1956, militante nel campionato di Serie A; ciascun rugbista ha eseguito tre cambi di direzione a destra e tre cambi di direzione a sinistra.

5.1 Soggetti

Nella seguente tabella sono riportati i dati anagrafici, antropometrici e il ruolo ricoperto da ciascun giocatore.

	Sigla e N° soggetto	Età	Peso (Kg)	Altezza (m)	N° di scarpe	Body Mass Index (BMI)	Ruolo
1	Soggetto 1	21	71	1.75	44	23.18	Estremo/Ala
2	Soggetto 2	33	84	1.84	42	24.81	Apertura
3	Soggetto 3	29	94	1.80	44	29.01	Primo centro
4	Soggetto 4	23	108	1.90	46	29.92	Seconda linea
5	Soggetto 5	31	95	1.75	44	31.02	Primo centro
6	Soggetto 6	22	88	1.80	44	27.16	Centro
7	Soggetto 7	26	86	1.84	44	25.4	Centro/Ala
8	Soggetto 8	21	74	1.81	44	22.59	Mediano di mischia
9	Soggetto 9	25	87	1.82	44	26.26	Estremo
10	Soggetto 10	28	83	1.87	46	23.74	Estremo/Ala
11	Soggetto 11	18	83	1.80	46	25.62	Mediano di mischia
12	Soggetto 12	21	93	1.80	44	28.7	Mediano di apertura
13	Soggetto 13	21	90	1.89	46	25.2	Ala secondo/Centro

Tabella 1: Soggetti dello studio

Per esigenze legate alla tipologia di dati necessari per lo svolgimento di questa tesi, si sono considerati i soggetti 2, 4, 6, 9, 10, 12 e 13.

5.2 Task motorio: cambio di direzione

Gli sport open skills come il Rugby sono le discipline in cui l'esito dell'azione non dipende esclusivamente dal gesto tecnico e della prestazione fisica, ma anche dalla capacità di trovare le giuste risposte di adattamento a stimoli diversi e dalle decisioni attive che l'atleta apporta in base ad una situazione che si presenta sempre differente. Il cambio di direzione si presenta, quindi, come un classico esempio di azione di adattamento che l'atleta mette in atto in relazione alle condizioni ambientali in un determinato istante e, per questo motivo, risulta vantaggioso essere ugualmente abili e veloci nel cambiare direzione da entrambi i lati, data la natura imprevedibile del task (75). Durante la pratica dello sport gli atleti eseguono una vasta gamma di COD, con varie velocità e angolazioni; ne deriva che possedere la capacità di cambiare direzione in maniera sicura ed efficace è di grande importanza.

Questo task motorio si lega inevitabilmente a momenti decisivi durante le azioni sportive ma anche, purtroppo, ad un elevato rischio di lesioni agli arti inferiori.

La biomeccanica dei cambi di direzione considera fattori quali l'angolo, la velocità, la capacità di decelerazione e riaccelerazione, il carico all'articolazione del ginocchio e l'attività muscolare degli arti inferiori, parametri che influiscono direttamente sull'esecuzione tecnica (76).

Il COD, in generale, si può suddividere in 4 fasi:

- Accelerazione iniziale (positiva);
- Decelerazione preliminare (negativa per ridurre i momenti in gioco durante la fase acuta del COD);
- Cambio di direzione (accettazione del carico e successiva spinta atta a cambiare direzione della corsa);
- Ri-accelerazione nella direzione voluta.

La decelerazione iniziale e il COD sono direttamente influenzati dalla velocità del soggetto, dall'angolo del cambio di direzione, dal contesto ambientale e dalla capacità fisica del soggetto (controllo neuromuscolare e abilità di produrre forza rapidamente).

Nel nostro studio i soggetti hanno eseguito un *side-step*, la cui fase di accelerazione iniziale si caratterizza per la ricezione in salto della palla, la fase di decelerazione è data dall'atterraggio, e il cambio di direzione con successiva accelerazione si deve al piede dell'arto inferiore controlaterale rispetto alla direzione di uscita.

5.3 Set-up sperimentale

Il gesto sport-specifico, riconducibile ad una situazione reale di gioco, è stato acquisito direttamente sul campo da gioco grazie ad un sistema di acquisizione on-field al fine di garantire la naturalezza dell'esecuzione da parte dei giocatori.

Il task considerato consiste in due gesti combinati in rapida successione: la ricezione in volo del pallone con atterraggio e successivo cambio direzione di 90°. Ogni soggetto ha eseguito complessivamente sei task, tre verso sinistra e tre verso destra.

Il task è stato eseguito all'interno di un'area di 10 m², ai cui vertici sono state posizionate quattro telecamere commerciali ad una altezza di 2 metri rispetto al suolo su supporti fissi, in modo tale da riprendere interamente il task richiesto. Nello specifico, sono state utilizzate quattro telecamere commerciali *GoPro Hero3+* (30 fps) (Figura 4). Le telecamere sono state utilizzate in modalità "Wi-Fi RC", che permette di attivarle tutte contemporaneamente attraverso un telecomando e consentire un'acquisizione video sincronizzata.



Figura 4: GoProHero3+ (30 fps) (92)

Ad ogni soggetto sono stati applicati dei tapes nei punti di repere anatomico di interesse per questa analisi, al fine di facilitare l'individuazione e il posizionamento dei vari marker da parte dell'operatore durante successive elaborazioni in laboratorio.

5.4 Elaborazione dati

Il software *TrackOnField*® (*BBSof S.R.L*) (77), realizzato presso il Laboratorio di Bioingegneria del Movimento dell'Università di Padova in collaborazione con la spinoff *BBSof S.R.L.*, permette di ricavare le coordinate dei punti anatomici del soggetto rispetto ad un sistema di riferimento assoluto.

Il software richiede l'inserimento di dati anagrafici e antropometrici del soggetto, il nome del file dove andrà a salvare i dati e il marker set da usare (Figura 5).

The screenshot shows the initial data entry screen of the Track on Field software. It is divided into several sections:

- Subject:** Fields for Name (NOME), Surname (COGNOME), Age (26), Height (180), Weight (78), and Shoe Size (43).
- Operator:** Fields for Name (Giulia) and Surname (Cesaro).
- Session:** Fields for Name (hLba) and Marker Set (Run). Buttons for 'Rename' and 'Edit' are visible.
- Notes:** A large empty text area for notes.
- Navigation:** A bottom menu bar with buttons for Session, Sync, Sequences, Triangulate, Compute, Report, Calibrate, and Cameras.

Figura 5: schermata iniziale del software Track on Field per inserimento dei dati anagrafici e il protocollo da utilizzare

Il protocollo rappresenta l'insieme dei marker applicati nei vari punti di repere anatomici (Tabella 2). Di seguito sono riportati nel dettaglio ciascun punto di repere anatomico e il corrispettivo marker utilizzati in questo studio secondo il protocollo *IOR-gait* (78).

Numero marker	Sigla marker	Repere anatomico
1	LA	Acromion sinistro
2	RA	Acromion destro
3	LASIS	Spina iliaca antero superiore sinistra
4	RASIS	Spina iliaca antero superiore destra
5	LGT	Gran trocantere sinistro
6	RGT	Gran trocantere destro
7	LLE	Epicondilo laterale tibia sinistra
8	RLE	Epicondilo laterale tibia destra
9	LCA	Tuberosità calcaneare sinistra
10	RCA	Tuberosità calcaneare destra
11	LVMH	Quinta testa metatarsale sinistra
12	RVMH	Quinta testa metatarsale destra
13	LIMH	Prima testa metatarsale sinistra
14	RIMH	Prima testa metatarsale destra
15	LLM	Malleolo laterale sinistro
16	RLM	Malleolo laterale destro
17	LME	Epicondilo mediale destro

18	RME	Epicondilo mediale sinistro
19	LMM	Malleolo mediale sinistro
20	RMM	Malleolo mediale destro
21	LHF	Testa della fibula sinistra
22	RHF	Testa della fibula destra
23	LPSIS	Spina iliaca postero superiore sinistra
24	RPSIS	Spina iliaca postero superiore destra

Tabella 2: Markerset

Dopo aver inserito i quattro video, corrispondenti alle 4 *action cam* che hanno ripreso il soggetto dalle 4 angolazioni, si procede con la fase di sincronizzazione (“*Sync*”). Nonostante le telecamere vengano opportunamente sincronizzate da un apposito telecomando, è facile riscontrare la presenza di qualche frame di offset tra i vari video, di conseguenza è necessario allinearli aggiungendo opportuni offset: in questo caso, i vari offset di frame sono stati calcolati rispetto alla telecamera 1. Per la sincronizzazione, è stato utilizzato un evento significativo visibile perfettamente da tutte e quattro le telecamere contemporaneamente, vale a dire l’inizio o la fine del contatto del piede con il terreno dopo un atterraggio.

Una volta terminata questa operazione, l’operatore dovrà attribuire manualmente, per ogni frame del video di ogni cam, i vari marker ai diversi punti di repere anatomici definiti dal marker set, all’interno della finestra di lavoro “*Sequences*”. Successivamente l’algoritmo proporrà la collocazione dei marker nel frame successivo e qualora questa non combaci con la reale posizione del marker, va corretta manualmente.



Figura 6: dettaglio di una Cam per posizionamento dei marker nella schermata “*Sequences*” del software *Track On Field*®

La fase successiva, costituita dal processo di calibrazione (“*Calibration*”), prevede la determinazione dei parametri geometrici delle telecamere al fine di aumentare l’accuratezza dell’analisi video. I parametri sono classificati in intrinseci ed estrinseci: per la calibrazione intrinseca è stato realizzato un video per ogni telecamera in cui veniva fatta muovere una scacchiera e, essendo note le misure dei quadrati bianchi e neri, il software ha confrontato i dati certi con quelli ottenuti, in modo da eliminare la distorsione dell’immagine; i parametri estrinseci, definenti la posizione del sistema di riferimento della telecamera rispetto al sistema di riferimento assoluto, sono stati valutati collocando un oggetto di dimensioni note (scacchiera) al centro del volume di acquisizione, in modo tale che sia visibile da ogni telecamera. Preso un vertice all’interno della scacchiera, è possibile collegare le coordinate di tale punto rispetto al sistema di riferimento identificato dalla scacchiera, con le sue coordinate rispetto al sistema di riferimento globale. L’ordine di selezione dei quattro vertici non è casuale. Il primo punto cliccato, infatti, viene associato al punto di origine del sistema di riferimento, gli altri tre, invece, possono essere selezionati in senso orario. Il software è in grado di ricostruire la terna di riferimento locale basandosi sulla posizione dell’origine e sull’identificazione del piano della scacchiera.

Calibrato il sistema, si procede con il processo di triangolazione (“*Triangulation*”): il software restituisce una matrice contenente tutte le coordinate dei punti anatomici rispetto al sistema di riferimento assoluto precedentemente definito. Data una posizione del marker ipotizzata dall’operatore, il software di tracking ricostruisce le traiettorie 2D del punto durante tutta la sequenza del task (per essere riconosciuti, i punti devono essere individuati da almeno due telecamere).

Per verificare che la disposizione dei punti anatomici sia corretta e coerente con il gesto motorio analizzato, si possono visualizzare tali punti tramite il programma gratuito *Mokka*®. Questo software è dotato di un’interfaccia grafica che permette di visualizzare le traiettorie tridimensionali dei marker da ogni angolazione.

Tramite dei codici Matlab sviluppati presso il BiomovLab (79) le coordinate dei punti vengono, poi, riferite al sistema di riferimento assoluto del laboratorio, ottenuto ruotando gli assi y e z del sistema precedente. Il codice *GETANGLE2Dfrom3D* calcola gli angoli di flessione-estensione delle articolazioni di anca, ginocchio e caviglia di entrambi gli arti inferiori, dato in ingresso il file '.mat' contenente le coordinate 3D di anca, ginocchio,

caviglia e del metatarso, ottenute precedentemente grazie all'elaborazione sul programma *Track On Field*®.

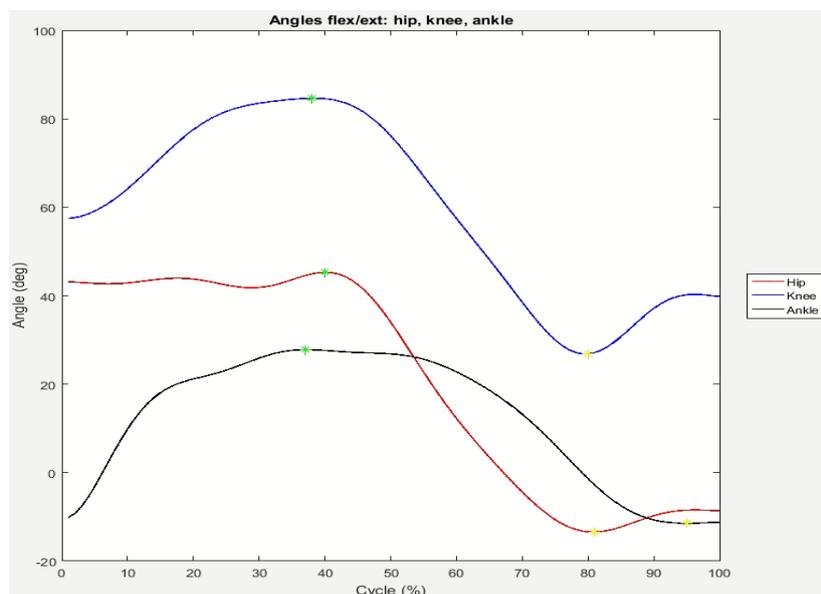


Figura 7: Grafico degli angoli di flessione-estensione di anca, ginocchio e caviglia ottenuti col codice *GETANGLE2Dfrom3D*

5.4 Analisi dati descrittiva

Per gli angoli di flessione-estensione delle articolazioni di anca, ginocchio e caviglia del task del cambio di direzione è stato realizzato un grafico Box plot (Appendice A, Figura 9) sulla base dei dati riportati nell'apposito foglio di *Microsoft Excel*® (Figura 8), che ha permesso di osservare la distribuzione delle misure rilevate e la presenza di eventuali *outliers*, di calcolare la media, la mediana e i limiti superiore (75° percentile) e inferiore (25° percentile).

	A	B	C	D	E	F	G	H	I	J	K
1	max hip flexion	max hip extension	hip ROM		max knee flexion	max knee extension	knee ROM		max ankle flexion	max ankle extension	ankle ROM
2	45,31949	-13,42664018	58,74613018		84,66211321	26,8530869	57,80902631		27,81894412	-11,44084743	39,25979155
3	42,93964952	-3,841776283	46,78142581		68,07865617	32,75778434	35,32087183		17,32735648	-35,76527107	53,09262755
4	38,61775045	-5,441173668	44,05892412		77,73975425	33,41725142	44,32250282		20,81298607	-34,89460916	55,70759524
5	48,47435764	-4,703956079	53,17831372		84,61891237	32,74532563	51,87358674		25,00912319	-26,69719081	51,706314
6	37,98873562	-5,035497696	43,02423332		74,81520591	42,20207075	32,61313516		32,48159587	-39,08492018	71,56651605
7	36,05705023	-5,500103503	41,55715373		58,29396072	35,31525988	22,97870084		27,1275118	-22,39594621	49,52345801
8	27,28802611	1,972020554	25,31600556		67,99425103	36,85137612	31,14287491		20,62920293	-21,40042714	42,02963007
9	43,56651602	18,79973451	24,76678151		71,79226119	42,31942687	29,47283432		20,09596621	-25,3738694	45,46983561
10	33,18086159	-2,856929878	36,03779147		68,35970643	48,06812223	20,2915842		28,67739198	-30,08970968	58,76710166
11	40,09454842	6,734279693	33,36026873		52,48477676	26,28599055	26,19878621		17,02837116	-25,64367479	42,67204595
12	54,25504879	18,17816256	36,07670534		76,29047247	47,05785426	29,23261821		30,05372851	-13,59341008	43,64713859
13	43,5503563	32,3183902	11,2319661		67,62387931	46,29036059	21,33351872		20,43125177	-18,40184473	38,83309649
14	67,24341819	10,58787314	56,65554505		56,83888109	44,30975177	12,52912932		20,27686327	-16,86926779	37,14613106
15	61,71744699	7,884006626	53,83344036		58,6963598	38,69103747	20,00532233		25,91786159	-20,68586895	46,60373053
16	35,49378162	3,183177724	32,3106039		52,71108231	36,08588838	16,62519393		21,00203004	-2,882645294	23,88467533
17	67,46281108	54,28872411	13,17408696		54,2955788	40,33279372	13,96278508		13,76720926	-6,850950922	20,61816018
18	69,7271222	37,92001205	31,80711015		54,94097176	41,93789544	13,00307632		23,56394214	-24,6883407	48,25228284
19	66,87925468	39,2385578	27,64069689		57,96945747	39,61462586	18,35483161		21,39996139	-25,41127787	46,81123926
20	40,83876585	4,588917738	36,24984811		64,94396903	22,95965799	41,98431104		21,87761628	-7,908308019	29,7859243
21	51,05574238	7,44351774	43,61222464		81,53211123	33,0370485	48,49506273		23,86572339	-11,10076817	34,96649156
22	43,57174725	-5,074262821	48,64601007		74,9670191	29,46267911	45,50433999		22,1464423	-5,241846586	27,38828888
23	57,06005346	21,1489927	35,91106076		64,17279539	30,41379807	33,75899732		12,05914437	-16,49701739	28,55616176

Figura 8: Foglio Excel degli angoli articolari del COD

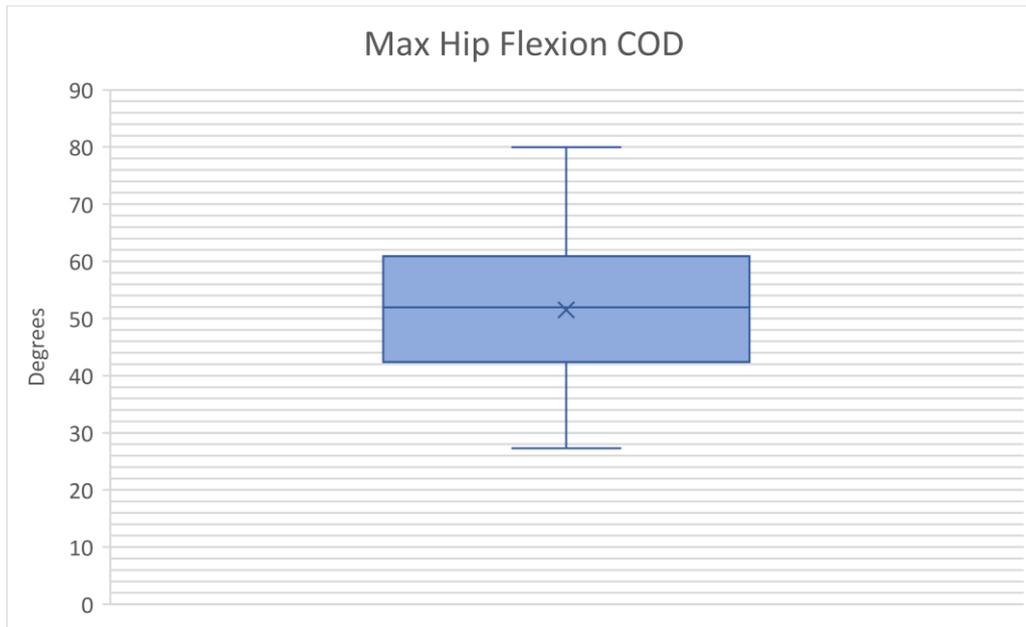


Figura 9: Box plot dell'angolo di massima flessione dell'anca del COD

Sono stati poi confrontati i medesimi angoli con quelli dei task di *squat monopodalico*, *squat bipodalico*, *drop monopodalico* e *drop bipodalico*.

Nello specifico, è stato creato un file all'interno del programma *Microsoft Excel®* (Figura 10), all'interno del quale sono stati inseriti i valori degli angoli di flessione ed estensione articolare e ROM risultante delle articolazioni anca, ginocchio e caviglia per i cinque task.

	A	B	C	D	E
1	Cambio direzione	Squat monopod	Squat bipod	Drop monopod	Drop bipod
2	45,31949	69,53422493	99,60197929	79,32669539	82,78393789
3	42,93964952	68,89105549	105,5609945	78,65338875	82,83725875
4	38,61775045	66,58588148	100,3668271	71,98177356	78,00395197
5	48,47435764	70,61878554	105,5392351	82,30325067	99,76939184
6	37,98873562	72,1908476	100,3258775	82,36812163	102,1622199
7	36,05705023	69,72224514	106,0840259	82,7933116	103,1700185
8	27,28802611	89,88529833	97,48372727	144,5330116	93,67620036
9	43,56651602	99,23981771	94,11744048	63,58023282	59,50845846
10	33,18086159	100,1661426	98,25036472	62,88171994	82,44368173
11	40,09454842	94,78952093	93,17842744	60,83281801	72,56565957
12	54,2548679	97,34607018	100,7142082	59,66040926	74,48794714
13	43,5503563	99,72425995	96,14598028	56,08730206	71,69411122
14	67,24341819	80,72304707	105,2115331	70,27794729	104,66551
15	61,71744699	80,50874339	104,8846804	73,66419085	104,643871
16	35,49378162	81,65473275	105,1926529	72,45744076	111,6232388
17	67,46281108	86,63170987	108,4306208	89,66599217	94,78391177

Figura 10: Angoli di estensione della caviglia nei 5 task

Sono stati quindi creati dei grafici Box plot, atti al confronto di flessione/estensione/ROM di anca/ginocchio/caviglia tra i diversi task, al fine di individuare le congruenze e le differenze di ampiezza articolare in task diversi.

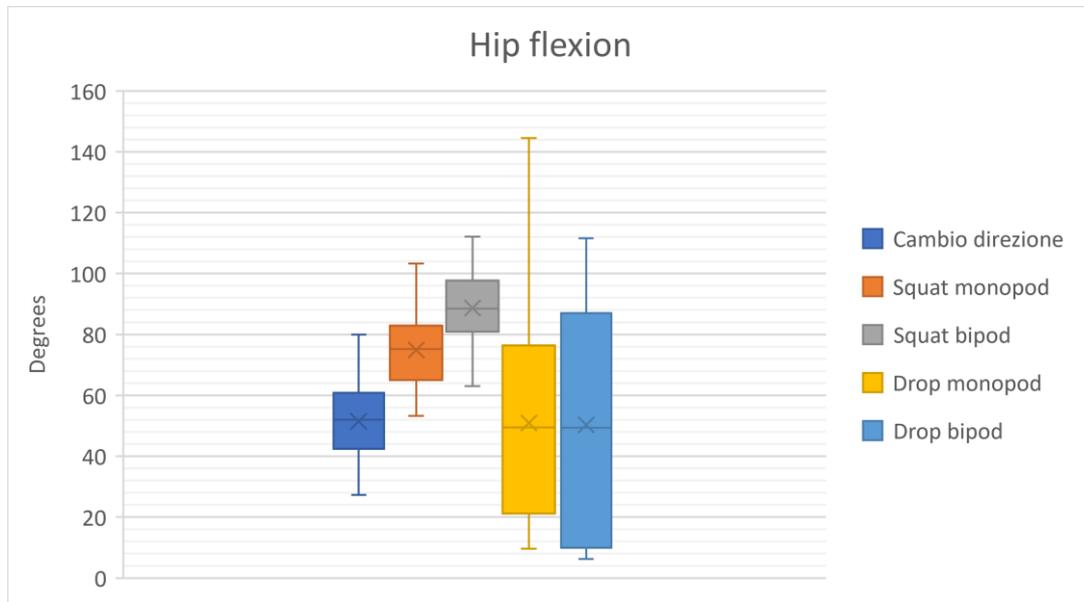


Figura 11: Box plot dell'angolo di estensione di caviglia nei 5 task

6. RISULTATI

I risultati ottenuti in questa tesi, conseguiti grazie all'elaborazione dei dati, sono stati riportati nelle Appendici A e B sotto forma di grafici Box plot.

6.1 Angoli articolari

Di seguito sono riportati i dati relativi alla statistica descrittiva riferiti agli angoli di massima flessione, di massima estensione e ROM articolare di anca, ginocchio e caviglia durante il task motorio del cambio di direzione (grafico riportato nell'Appendice A), dello squat monopodalico, dello squat bipodalico, del drop monopodalico e del drop bipodalico.

Nell'Appendice B sono poi riportati i grafici Box plot risultanti dalle ampiezze dei diversi angoli articolari durante i vari task, con l'obiettivo di facilitarne l'interpretazione

Tabella 3: Angolo di massima flessione dell'articolazione dell'anca

TASK	MEDIA	MEDIANA	LIM. INF.	LIM. SUP.
COD	51,9774207	51,9774207	27,2880261	79,9769446
Squat monopod	74,9120944	75,2415214	53,2958925	103,3413284
Squat bipod	88,6231494	88,3286879	62,9895772	112,1346382
Drop monopod	50,9601607	49,4429912	9,6416241	144,5330116
Drop bipod	50,2630238	49,3339280	6,23489363	111,6232388

Tabella 4: Angolo di massima estensione dell'articolazione dell'anca

TASK	MEDIA	MEDIANA	LIM. INF.	LIM. SUP.
COD	17,4217286	16,6987787	-13,4266402	60,8475692
Squat monopod	21,5602695	22,1884258	9,6517838	33,8377257
Squat bipod	21,6115696	22,1431069	5,4330500	38,8836162
Drop monopod	33,9936861	26,5308101	-15,2107431	81,3622797
Drop bipod	57,2390944	55,2205462	6,9916754	106,6815337

Tabella 5: ROM dell'articolazione dell'anca

TASK	MEDIA	MEDIANA	LIM. INF.	LIM. SUP.
COD	34,0605032	35,0260005	9,8790305	66,6380217
Squat monopod	53,3518249	53,2349698	32,4728566	77,1626019
Squat bipod	65,9956005	66,4017292	40,1405731	91,018680
Drop monopod	4,1358169	9,6556289	-64,6438566	159,7437547
Drop bipod	-2,7253517	-2,7253517	-97,9276896	85,1118945

Tabella 6: Angolo di massima flessione dell'articolazione del ginocchio

TASK	MEDIA	MEDIANA	LIM. INF.	LIM. SUP.
COD	68,1465427	68,2191813	50,9985233	88,4999002
Squat monopod	87,3401703	87,8878071	60,2985067	115,6799151
Squat bipod	102,500120	102,725260	73,1688152	126,3341531
Drop monopod	43,1648192	39,0410875	5,8367435	86,9111095
Drop bipod	55,4248117	65,1870245	4,8814389	107,0143769

Tabella 7: Angolo di massima estensione dell'articolazione del ginocchio

TASK	MEDIA	MEDIANA	LIM. INF.	LIM. SUP.
COD	38,0469301	37,7712068	18,9131574	52,9420872
Squat monopod	15,6494458	17,4534426	-81,7146566	28,6502115
Squat bipod	15,4534515	15,4480746	4,6851634	29,3264154
Drop monopod	40,8077046	36,6786761	-1,8814023	87,5277454
Drop bipod	54,3186082	52,4658367	3,0203706	108,7531555

Tabella 8: ROM dell'articolazione del ginocchio

TASK	MEDIA	MEDIANA	LIM. INF.	LIM. SUP.
COD	30,0996126	29,3527263	12,5291293	52,2756325
Squat monopod	71,6907245	69,8985799	38,9268449	102,7126489
Squat bipod	87,0466687	85,6151666	59,6341608	115,1741822
Drop monopod	2,3571146	1,16287440	-80,9492701	83,0330689
Drop bipod	1,1062034	12,5072850	-99,4351909	102,5646709

Tabella 9: Angolo di massima flessione dell'articolazione della caviglia

TASK	MEDIA	MEDIANA	LIM. INF.	LIM. SUP.
COD	18,7443405	20,5771118	-5,7055233	32,4815959
Squat monopod	30,4041004	35,6459203	20,2228957	44,3393832
Squat bipod	34,3502660	35,0596126	23,0920927	41,6854698
Drop monopod	16,4009556	12,3058564	2,2445471	41,1421998
Drop bipod	19,6428044	19,3760128	2,1123240	41,2558743

Tabella 10: Angolo di massima estensione dell'articolazione della caviglia

TASK	MEDIA	MEDIANA	LIM. INF.	LIM. SUP.
COD	-22,4370815	-21,8981867	-43,7268366	1,3635691
Squat monopod	3,4941653	9,1412796	0,57754264	16,8807223
Squat bipod	6,8867243	6,6235347	-0,9245526	15,7551972
Drop monopod	-0,5903560	-5,5510380	-35,3158116	36,1740933
Drop bipod	5,8036288	8,9239860	-38,4294736	40,0854933

Tabella 11: ROM dell'articolazione della caviglia

TASK	MEDIA	MEDIANA	LIM. INF.	LIM. SUP.
COD	41,1814220	41,4102964	20,6181602	71,5665160
Squat monopod	26,9099351	27,6043304	13,9108462	38,4816225
Squat bipod	27,4635417	28,1866538	15,8933808	35,8042695
Drop monopod	16,9913117	16,8709159	-28,9408580	64,3392865
Drop bipod	13,8391756	9,6082309	-36,4030388	67,1891615

7. DISCUSSIONE

I task di cambio di direzione negli sport vengono spesso eseguiti per eludere un avversario durante il gioco offensivo. La tecnica è considerata un aspetto importante dell'esecuzione del COD, di conseguenza la biomeccanica dell'atleta può influire sulla velocità della prestazione e sulle qualità "ingannevoli" della manovra.

Tuttavia, ponendo il focus sulla biomeccanica articolare, eseguire un COD nella maniera più performante possibile potrebbe esporre l'atleta ad un maggior rischio di lesione al LCA in relazione all'ampiezza degli angoli analizzati, come vedremo nei prossimi paragrafi.

7.1 Coerenza degli angoli articolari misurati del COD

In primo luogo, focalizziamo la nostra attenzione sulla coerenza degli angoli articolari di anca, ginocchio e caviglia ottenuti nel nostro studio con le medesime misure in letteratura scientifica.

Per quanto riguarda la massima flessione d'anca, i nostri risultati sperimentali sono del tutto sovrapponibili a quelli ottenuti da Pollard et al. (80) che riporta 52° di flessione d'anca contro i nostri 52°, dal momento il campione scelto e il set-up sperimentale si sono dimostrati molto simili.

Analizzando ora l'angolo di massima flessione articolare del ginocchio (Tabella 6), l'analisi sperimentale svolta ha portato al valore medio di 68,1°. Confrontando questo dato con quello ottenuto da Sheu et al. (81), notiamo che il nostro valore si presenta maggiore rispetto ai 56,4° di massima flessione media estratto dal suo studio. La differenza potrebbe essere parzialmente spiegata da differenze in merito al disegno sperimentale: nel nostro caso sono stati considerati i cambi di direzione eseguiti sia con l'arto dominante che con l'arto non dominante, mentre lo studio di Sheu et al. prende in esame solamente i task svolti con arto dominante. Molto probabilmente, i COD eseguiti con l'arto debole vengono eseguiti con un'ampiezza articolare maggiore al fine di ricercare un maggior equilibrio e produrre un momento articolare maggiore in virtù della ridotta espressione di forza muscolare rispetto all'arto dominante. Questo ha influito nel generare la differenza registrata di 11,7°. Inoltre, gli strumenti utilizzati nello studio preso in considerazione sono diversi: Sheu et al. hanno utilizzato come strumento di *motion capture SIMI Reality Motion Systems GmbH*®, il quale permette il tracciamento automatico basato su marker per calcolare le posizioni dei marker. In questa maniera viene ridotto al minimo l'errore intra-operatore, potenzialmente maggiore nella nostra

analisi, che in questo caso ha richiesto spesso una rielaborazione dei frame acquisiti con tracking manuale.

Confrontando, infine, l'angolo di massima plantaflessione della caviglia, notiamo come l'ampiezza media da noi evidenziata, pari a 22,4°, differisca sensibilmente da quella riportata nello studio di Kathryn et al. (82), dove si presenta come 13,0°. Questa differenza di quasi 10° può essere attribuibile alla diversa modalità di esecuzione del task: nel nostro caso, infatti, a differenza del gesto motorio confrontato, l'atleta esegue un cambio di direzione con la palla in mano. Questo determina inevitabilmente un minor utilizzo dell'arto superiore per ricercare equilibrio e svolgere il task più velocemente, esitando in tempi di appoggio maggiori, i quali si correlano con una maggior ampiezza del ROM articolare dell'articolazione tibiotarsica.

7.2 Confronto degli angoli articolari tra i diversi task

Confrontando i diversi task in termini di angoli articolari, dall'analisi dei grafici dell'Appendice B si notano differenze più o meno marcate.

Per quanto riguarda gli angoli di massima flessione delle tre articolazioni prese in esame, si evidenzia una certa coerenza: in tutti e tre i casi il task che ha fatto registrare un'ampiezza articolare maggiore è lo squat bipodalico, seguito dallo squat monopodalico. I task di cambio di direzione, drop monopodalico e drop bipodalico presentano ampiezze inferiori che, nel caso specifico di massima flessione d'anca e massima dorsiflessione di caviglia hanno mostrato medie quasi sovrapponibili.

Focalizzando l'attenzione sugli angoli di massima estensione di anca e ginocchio, il drop monopodalico fa registrare ampiezze maggiori, nel primo caso sensibilmente superiori rispetto agli altri task. Le due tipologie di squat, viceversa, manifestano risultati simili e inferiori.

La media dell'angolo di massima plantaflessione più elevata è stata invece registrata durante il cambio di direzione, con un valore di molto superiore rispetto agli squat e ai drop.

Infine, per quanto riguarda i ROM dei tre angoli articolari, drop monopodalico e drop bipodalico hanno fatto registrare un valore simile e prossimo allo 0°, squat bipodalico, squat monopodalico e COD, invece, si caratterizzano per un ROM articolare sensibilmente più elevato in tutte e tre le articolazioni.

7.3 Performance e rischio di infortunio

Prendiamo inizialmente in esame l'articolazione dell'anca. L'ampiezza articolare di questa articolazione sul piano sagittale può rappresentare un fattore di rischio biomeccanico per l'aumento del carico a livello del LCA e, conseguentemente, aumentare il rischio di lesione. Una maggiore flessione dell'anca al contatto iniziale e durante la prima fase di appoggio delle manovre di side step è stata associata ad un momento di abduzione del ginocchio più elevato, potenzialmente causa di lesioni al crociato (83). Un'eccessiva flessione dell'anca al contatto iniziale, infatti, può limitare la capacità dei muscoli mediali della coscia di sostenere adeguatamente i carichi di abduzione del ginocchio (84). Kipp et al. hanno fornito ulteriori spiegazioni sul motivo per cui esiste questa potenziale relazione, suggerendo che una precoce e rapida flessione dell'anca può ruotare il tronco in avanti, allontanandolo dalla gamba di atterraggio, con conseguente spostamento del centro di pressione in direzione antero-laterale, che porta ad un aumento del momento del braccio della forza di reazione al suolo rispetto al ginocchio (85).

Inoltre, come suggerito da Kipp et al. e testimoniato dal *Landing Error Scoring System (LESS)*, una ridotta flessione dell'anca ($<10^\circ$) durante l'intera fase di appoggio di uno specifico task si associa a momenti di rotazione interna del ginocchio elevati. La flessione attiva durante il COD consente ai principali gruppi muscolari che attraversano il ginocchio di assorbire energia e ridurre al minimo i momenti del ginocchio sul piano trasverso. Prendendo in esame i risultati del nostro studio, ci accorgiamo che mentre per quanto riguarda i task del cambio di direzione e dello squat tutti gli angoli di massima flessione si attestano sopra alla soglia di 10° indicata dal LESS, non si può dire altrettanto per i drop dove, soprattutto nel caso del task bipodalico, i valori si avvicinano o addirittura sono inferiori alla soglia di sicurezza, esponendo l'atleta a rischio infortunio.

In termini di performance, per quanto riguarda l'angolo di massima estensione dell'anca, momenti estensori di questa articolazione risultano predittivi di tempi più brevi durante il COD: gli estensori dell'anca sono i principalmente responsabili della generazione di potenza durante la decelerazione della manovra di COD, da qui la loro relazione con le prestazioni (82).

Prendendo ora in esame l'articolazione del ginocchio, un'alterata biomeccanica sul piano sagittale, caratterizzata da una flessione articolare $<10^\circ$, espone potenzialmente l'atleta a rischio di lesione al LCA, come testimoniano il LESS e il *Back Squat Assesment*. Ponendo l'attenzione sul range articolare di massima flessione del ginocchio ricavato dal nostro

studio, è possibile notare come i task di COD e squat siano stati eseguiti in sicurezza, talvolta a discapito della performance; viceversa, i task di drop esprimono valori angolari anche inferiori alla soglia individuata di 10° , esponendo sensibilmente l'atleta a rischio infortunio. L'aumento della flessione del ginocchio, dunque, deve essere un obiettivo comune nei programmi di prevenzione degli infortuni al LCA (86), tuttavia, per quanto riguarda il COD, enfatizzare la flessione si correla inevitabilmente a tempi di contatto con il suolo maggiori, esitando in uno scadimento della prestazione. Istruire semplicemente gli atleti a eseguire manovre di side step con una maggiore flessione del ginocchio non è dunque efficace, ma è necessario fornire all'atleta altre forme di istruzioni che promuovano la flessione del ginocchio senza la riduzione della velocità, o proporre modifiche della tecnica esecutiva aumentando la velocità in combinazione con una maggiore flessione del ginocchio (87).

Volgendo infine lo sguardo sulla biomeccanica dell'articolazione della caviglia, la letteratura ci suggerisce che gli atleti che utilizzano abitualmente uno schema di appoggio di retropiede, con un'accentuata dorsiflessione, durante i COD assorbono maggiore lavoro e potenza attraverso il ginocchio, con conseguente aumento dei momenti di abduzione che, come abbiamo visto, espongono il soggetto ad un rischio di lesione al LCA maggiore. Eseguire, invece, un appoggio di avampiede con caviglia in plantaflessione si correla ad angoli del ginocchio in valgo minori e ridotto momento di abduzione (88).

L'atterraggio di avampiede aiuta gli atleti ad allineare meglio le loro estremità inferiori per ridurre il braccio di momento della forza di reazione al suolo sul piano frontale. Nel nostro studio, gli angoli di plantaflessione risultano sensibilmente maggiori rispetto a quelli di dorsiflessione, testimoniando un basso indice di rischio di lesioni al LCA nel cambio di direzione.

Per quanto riguarda la prestazione, poi, momenti di flessione plantare maggiore sono associati a prestazioni migliori durante entrambi i COD. La generazione di potenza e forza da parte della caviglia è di grande importanza durante le fasi finali delle manovre di cambio di direzione, in cui il baricentro è posizionato anteriormente al piede nella nuova direzione prevista (86).

Possiamo dunque affermare che, in generale, gli atleti presi in esame in questo studio hanno eseguito il task del cambio di direzione in maniera biomeccanicamente sicura rispetto a potenziali lesioni al LCA, talvolta a discapito della performance (accentuato angolo di flessione del ginocchio).

Viceversa, dall'analisi con i diversi task, è emerso che i task di drop monopodalico e bipodalico potrebbero essere potenzialmente rischiosi valutati gli angoli articolari di anca e ginocchio.

Bibliografia

1. Treccani/Vocabolario/Sport. Treccani. [Online]
<https://www.treccani.it/vocabolario/sport/>.
2. *Economic impact report on global rugby. Part III: Strategic and emerging markets.* Chadwick, S., Semens, A. e Schwarz, E. C. 2010.
3. *Consensus statement on injury definitions and data collection procedures for studies of injuries in rugby union.* W., Fuller C., G., Molloy M. e C., Bagate. 2007, Brithish Journal of Sports and Medicine.
4. *A Meta-Analysis of Injuries in Senior Men's Professional Rugby Union.* Williams, Sean, et al. 2013, Springer International Publishing Switzerland.
5. *Trends in match injury risk in professional male rugby union: a 16-season review of 10851 match injures in the English Premiership (2002-2019): the Professional Rugby Injury Surveillance Project .* West, Stephen W., et al. 2020, Brithish journal of sports medicine.
6. *Rugby World Cup 2011:International Rugby Board injury surveillance study.* Fuller, C. W., Sheerin, K. e Targett, S. 2012, Brithish Journal of Sports and Medicine.
7. *England Rugby Premiership Injury and Training Adult: 2010-2011 Season Report.* Kemp, S. P. T., Brooks, J. H. M. e Fuller, C.W.
8. *Systematic review of rugby injuries in children and adolescents under 21 years.* Freitag, Andreas, et al. 2015, Brithish Journal of Sports and Medicine.
9. *Epidemiology of Adolescent Rugby Injuries: A Systematic Review.* Bleakley, Christopher, Tully, Mark e O'Connor, Sean. 2011, Journal Of Athltic Training.
10. *Rugby union injuries in Scottish schools.* Nicol, A., Pollock, A. e G., Kirkwood. 2011, Journal of Public Health.
11. *Epidemiological Study of Injuries in Men's International Under-20 Rugby Union Tournaments.* Fuller, Colin W. e Molloy, Michael G. 2011, Brief Report.
12. Saladin, Kenneth S. *Anatomia umana, seconda edizione italiana a cura di Raffaele De Caro.* s.l. : Piccin, 2017.
13. *ACL reconstruction - it's all about timing.* Evans, S., Shaginaw, J. e Bartolozzi, A. 2014, International Journal of Sports Physical Therapy.
14. Kapandji, A. I. *Anatomia funzionale II, Arto inferiore (6^ edizione).* Parigi : Maloine - Monduzzi Editoriale, 2009.
15. *Biomechanics of the anterior cruciate ligament and implications for surgical reconstruction.* Dargel, J., et al. 2007, Strategies Trauma Limb Reconstr.

16. Lesioni del legamento crociato anteriore. *federicogiardina.com*. [Online] <https://federicogiardina.com/lesioni-legamento/>.
17. *The epidemiology of knee injuries in English professional Rugby Union*. Dallalana, R. J., Brooks, J. H. e Kemp, S. P. 2007, American Journal of Sports and Medicine.
18. *Mechanisms of non-contact ACL injuries*. Yu, Bing e Garrett, William E. 2007, Brithish Journal of Sports Medicine.
19. *Risk factors associated with non-contact anterior cruciate ligament injury: a systematic review*. Pfeifer, C. E., et al. 2018, International Journal of Sports Physical Therapy.
20. *Association of noncontact anterior cruciate ligament injury with presence and thickness of a bony ridge on the anteromedial aspect of the femoral intercondylar notch*. Everhart, J.S., et al. 2010, American Journal of Sports Medicine.
21. *Risk factors associated with noncontact injury of the anterior cruciate ligament a prospective four-year evaluation of 859 west point cadets*. Uhorchak, J. M., et al. 2003, American Journal of Sports Medicine.
22. *Rye grass is associated with fewer non-contact anterior cruciate ligament injuries than bermuda grass*. W., Orchard J., et al. 2005, Brithish Journal of Sports Medicine.
23. *Effectiveness of a neuromuscular and proprioceptive training program in preventing anterior cruciate ligament injuries in female athletes 2-year follow-up*. Mandelbaum, B. R., Silvers, H. J. e Watanabe, D. S. 2005, American Journal of Sports Medicine.
24. *Systematic Video Analysis of Anterior Cruciate Ligament Injuries in Professional Male Rugby Players: Pattern, Injury Mechanism, and Biomechanics in 57 Consecutive Cases*. Della Villa, Francesco, et al. 2021, Orthopaedic Journal of Sports Medicine.
25. *Mechanisms of ACL injury in professional rugby union: a systematic video analysis of 36 cases*. Montgomery, Connor, Blackburn, Jeff e Withers, Daniel. 2016, Brithish Journal of Sports Medicine.
26. *Video analysis of anterior cruciate ligament injury: abnormalities in hip and ankle kinematics*. Boden, B. P., Torg, J. S. e Knowles, S. B. 2009, American Journal of Sports Medicine.
27. *Noncontact anterior cruciate ligament njuries: mechanisms and risk factors*. Boden, B. P., Sheehan, F. T. e Torg, J. S. 2010, Journal of American Academy of Orthopaedic Surgeons.
28. *The influence of abnormal hip mechanics on knee injury: a biomechanical perspective*. Powers, C. M. 2010, Journal of Orthopaedic Sports Physical Therapy.

29. news rugby championship. *rugbymeet.com*. [Online] <https://www.rugbymeet.com/it/news/the-rugby-championship/all-blacks-tornano-travolgenti-e-battono-largentina-53-a-3-1>.
30. McGinnis, Peter Merton. *Biomechanics of Sport and Exercise*. s.l. : Human Kinetics, 2013.
31. *The Effect of Angle and Velocity on Change of Direction Biomechanics: An Angle-Velocity Trade-Off*. Dos'Santos, Thomas, et al. 2018, Sports Medicine.
32. *The role of eccentric strength in 180° turns in female soccer players*. Jones, Paul A., et al. 2017, Sports.
33. *Soccer footwear and ball kicking accuracy*. Hennig, E.M., Althoff, K. e Hoemme, A.K. 2009, Footwear Science (supplement 1).
34. *The Influence of Soccer Shoe Design on Player performance and Injury*. Hennig, Ewald M. 2013, Research in Sports Medicine: An International Journal.
35. *Complete rupture of large tendons: risk factors, signs, and definitive treatment*. Flick, K.R., Bush-Joseph, C.A. e Bach, K.S. 2005, Phys Sportsmed.
36. *Achilles tendon rupture: a review of etiology, population, anatomy, risk factors and injury prevention*. Hess, G.W. 2010, Foot Ankle Specialist.
37. *Chronic Achilles tendinosis: reccomandations for treatment and prevention*. Alfredson, H. e Lorentzon, R. 2000, Sports Medicine.
38. *Exercise Progression to Incrementally Load the Achilles Tendon*. Baxter, Josh R., et al. 2021, Medicine & Science in Sports & Exercise.
39. Russo, Luca. *Biomeccanica® Principi di Biomeccanica e applicazioni della Video Analisi al movimento umano*. s.l. : Giacomo Catalani EDITORE, 2019.
40. CONI. [Online] 2022. <https://www.coni.it/it/istituto-di-scienza-dello-sport/settori/biomeccanica.html>.
41. Winter, D.A. *Biomechanics of human movement*. s.l. : John Wiley & Sons, Inc., 1979.
42. *Optimal Sensor Placement for Measuring Physical Activity with a 3D Accelerometer*. Boerema, Simone T., et al. 2014, Sensors.
43. *Evolution of accelerometer methods for physical*. Troiano, Richard P., et al. 2015, BMJ.
44. *Reliability and Validity of Electro-Goniometric Range of Motion Measurements in Patients with Hand and Wrist Limitations*. Bashardoust Tajali, Siamak, et al. 2016, The Open Orthopaedics Journal.

45. *Joint kinematics estimate using wearable inertial and magnetic sensing modules*. Picerno, Pietro, Cereatti, Andrea e Cappozzo, Aurelio. 2008, Gait Posture.
46. *Inertial sensor-based methods in walking speed estimation: a systematic review*. Yang, Shuozhi e Li, Qingguo. 2012, Sensors.
47. *Influence of speed and step frequency during walking and running on motion sensor output*. Rowlands, Ann V., Stone, Michelle R. e Eston, Roger G. 2007, Medicine and science in sports and exercise.
48. *A Comparative Evaluation of Inertial Sensors for Gait and Jump Analysis*. Andrenacci, Isaia, et al. 2021, Sensors.
49. *Measuring postural stability with an inertial sensor: validity and sensitivity*. Neville, Christopher, Ludlow, Caleb e Rieger, Brian. 2015, Med Device.
50. *Effects of Sensor Types and Angular Velocity Computational Methods in Field Measurements of Occupational Upper Arm and Trunk Postures and Movements*. Fan, Xuelong, et al. 2021, Sensors.
51. *Wearable Inertial Sensors for Exergames and Rehabilitation*. Bethi, Satish Reddy, et al. 2020, IEEE Engineering in Medicine and Biology Society.
52. *Measurement Properties of a 2-Dimensional Movement Analysis System: A Systematic Review and Meta-analysis*. Lu, Ze, et al. 2020, Archives of physical medicine and rehabilitation.
53. *Biomechanical evaluation of movement in sport and exercise*. Carl, J. 2008, The British Association of Sport and Exercise Sciences Guidelines.
54. *Human movement analysis using stereophotogrammetry. Part 1: theoretical background*. Cappozzo, Aurelio, et al. 2005, Gait Posture.
55. Russo, Luca. parametri di studio della biomeccanica. *scienzemotorie.com*. [Online] 12 maggio 2022. <https://www.scienzemotorie.com/parametri-di-studio-della-biomeccanica/>.
56. Dal Monte, Antonio e Faina, Marcello. *Valutazione dell'atleta. Analisi funzionale e biomeccanica della capacità di prestazione*. s.l. : UTET, 1999.
57. *Postural Stability and Subsequent Sports Injuries during Indoor Season of Athletes*. Romero-Franco, Natalia, et al. 2014, Journal of Physical Therapy Science.
58. *International scientific consensus on medical plantar pressure measurement devices: technical requirements and performance*. Giacomozzi, Claudia, et al. 2012, Annali dell'Istituto Superiore di Sanità, Vol. 48.

59. *A baropodometric parameter to analyze the gait of hemiparetic patients: the path of center of pressure.* Robain, G., et al. 2006, *Annals of Physical and Rehabilitation Medicine.*
60. *The Use of Surface Electromyography in Biomechanics.* De Luca, Carlo J. 1997, *Journal of Applied Biomechanics.*
61. *SENIAM.* [Online] <http://www.seniam.org/>.
62. *Surface Electromyography for Noninvasive Characterization of Muscle.* Merletti, R., Rainoldi, A. e Farina, D. 2001, *Exercise and Sport Sciences Reviews.*
63. *Electromyographic analysis of leg extension exercise during different ankle and knee positions.* Belli, Guido, et al. 2015, *Journal of Mechanics in Medicine and Biology.*
64. Kimura, Jun. *Electrodiagnosis in Diseases of Nerve and Muscle: principles and Practice.* s.l. : Oxford University Press, 2013.
65. *Hamstring injury prevention in soccer: Before or after training?* Lovell, R., et al. 2017, *Scandinavia Journal of Medicine and Science in Sports.*
66. *Effects of toning shoes on lower extremity gait biomechanics.* Horsak, Brian e Baca, Arnold. 2013, *Clinical Biomechanics.*
67. star excursion balance test. *blog.performancelab16.com.* [Online] <https://blog.performancelab16.com/star-excursion-balance-test/>.
68. *Using the Star Excursion Balance Test to assess dynamic postural-control deficits and outcomes in lower extremity injury: a literature and systematic review.* Gribble, Phillip. A., Hertel, Jay e Plisky, Phil. 2012, *Journal of athletic training.*
69. *The landing error scoring system as a screening tool for an anterior cruciate ligament injury-prevention program in elite-youth soccer athletes.* Padua, D. A., et al. 2015, *Journal of athletic training.*
70. *A prospective evaluation of the Landing Error Scoring System (LESS) as a screening tool for anterior cruciate ligament injury risk.* Smith, H. C., Johnson, R. J. e Shultz, S. J. 2012, *American Journal of Sports Medicine.*
71. *Reliability of a field-based drop vertical jump screening test for ACL injury risk assessment.* Redler, Lauren H., et al. 2016, *The Physician Sports Medicine.*
72. The Tuck Jumbo test. *World Rugby Passport.* [Online] 2020. <https://passport.world.rugby/conditioning-for-rugby/advanced-conditioning-for-rugby-pre-level-2/functional-screening-and-dynamic-testing/the-tuck-jump-test/>.
73. *The back squat: A proposed assessment of functional deficits and technical factors that limit performance.* Myer, Gregory D., et al. 2015, *Strength & Conditioning Journal.*

74. *Single Leg Squat Test and Its Relationship to Dynamic Knee Valgus and Injury Risk Screening*. Ugalde, Viviane, et al. 2014, Wiley Online Library.
75. *Assessing asymmetries in change of direction speedperformance; application of change of direction deficit*. Dos' Santos, T., et al. s.l. : Journal of Strength and Conditioning Research, 2018.
76. *The Effect of Angle and Velocity on Change of Direction Biomechanics: An Angle-Velocity Trade-Off*. Dos'Santos, T., et al. s.l. : Sports medicine, 2018 .
77. *Feasibility and Reliability Assessment of Video-Based Motion Analysis and Surface Electromyography in Children with Fragile X during Gait*. Sensors. Sawacha, Z., et al. 2021.
78. *A new anatomically based protocol for gait analysis in children*. Leardini, A., et al. Gait posture : s.n., 2007.
79. *Feasibility and Reliability Assessment of Video-Based Motion Analysis and Surface Electromyography in Children with Fragile X during Gait*. Sawacha, Z., et al. s.l. : Sensors, 2021.
80. *Gender differences in hip joint kinematics and kinetics during side-step cutting maneuver*. Pollard, Christine D., Sigward, Susan M. e Powers, Christopher M. s.l. : Clinical Journal of Sport Medicine, 2007.
81. *Sex Differences in Knee Flexion Angle During a Rapid Change of Direction While Running*. Sheu, Christopher L., et al. s.l. : Orthopaedic Journal of Sports Medicine, 2015.
82. *Joint and segmental mechanics differ between cutting maneuvers in skilled athletes*. Havens, Kathryn L. e Sigward, Susan M. s.l. : Gait & Posture, 2015.
83. *Cutting mechanics: relation to performance and anterior cruciate ligament injury risk*. Havens, K. L. e Sigward, S. M. s.l. : Sports Medicine, 2015.
84. *Muscle activation strategies at the knee during running and cutting maneuvers*. Besier, T. F., Lloyd, D. G. e Ackland, T. R. s.l. : Med Sci Sports Exerc, 2003.
85. *Patterns of hip flexion motion predict frontal and transverse plane knee torques during a single-leg land-and-cut maneuver*. Kipp, K., McLean, S. G. e Palmieri-Smith, R. M. s.l. : Clinical Biomechanics, 2011.
86. *Changes in knee joint biomechanics following balance and technique training and a season of Australian football*. Donnelly, C. J., et al. s.l. : Brithish Journal of Sports Medicine, 2012.
87. *Change-of-Direction Biomechanics: Is What's Best for Anterior Cruciate Ligament Injury Prevention Also Best for Performance?* Fox, Aaron S. s.l. : Sports Medicine, 2018.

88. *Joint dynamics of rear- and fore-foot unplanned sidestepping*. Donnelly, C. J., et al. s.l. : J Sci Med Sport, 2017.

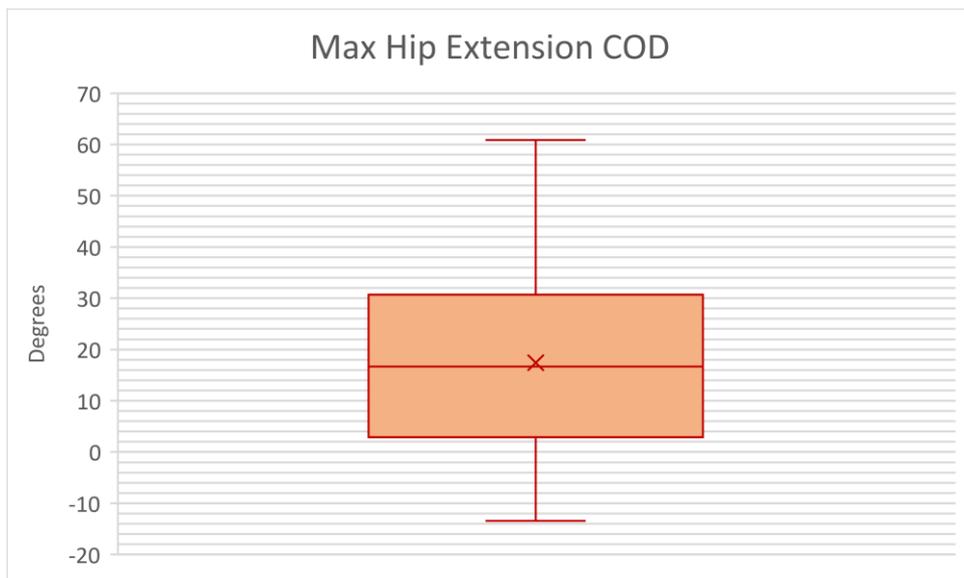
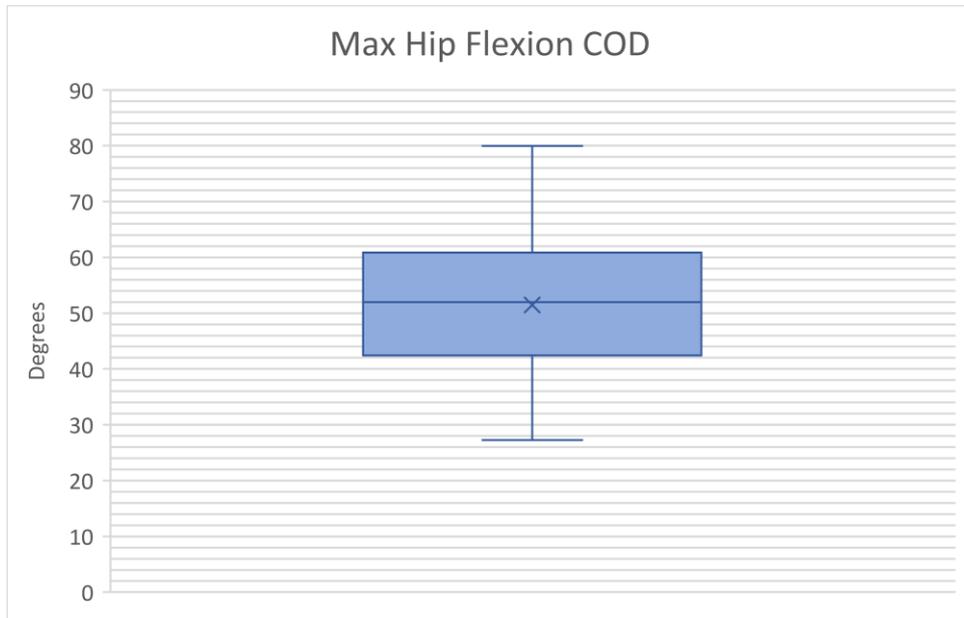
89. *Effect of footwear modifications on oscillations at the Achilles tendon during running on a treadmill and over ground: a cross-sectional study*. Meinert, I., Brown, N. e Alt, W. 2016.

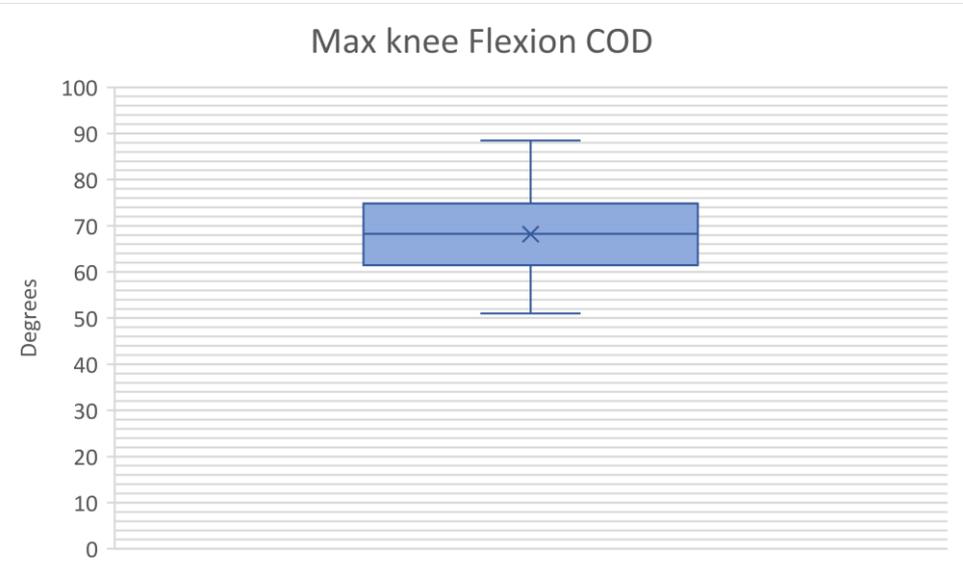
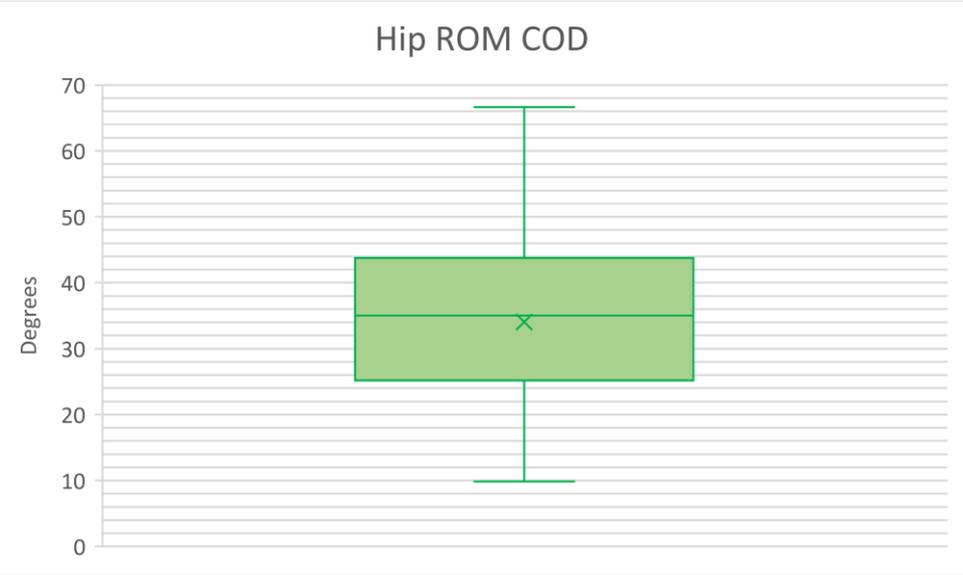
90. *Achilles Tendon Injuries in Athletes*. Kvist, M. 1994.

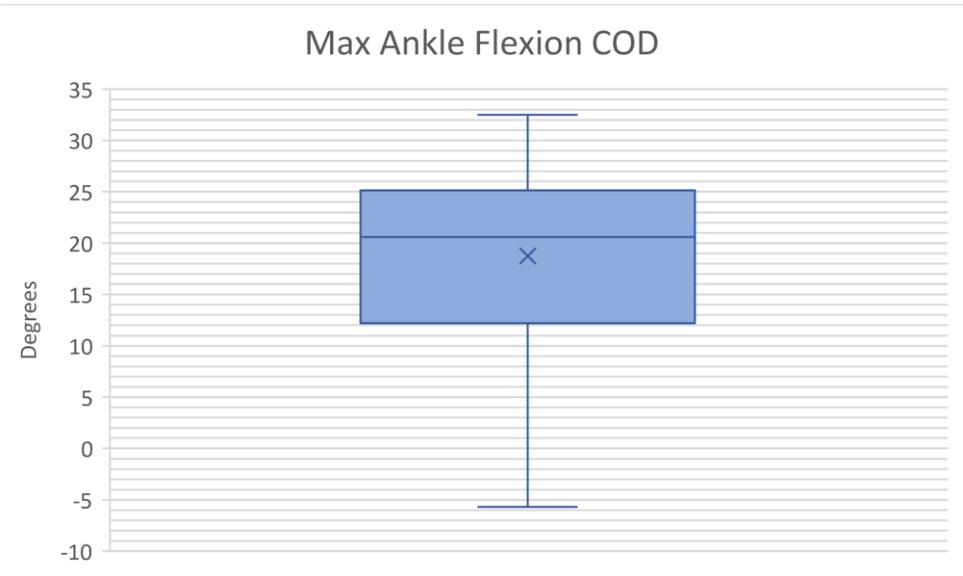
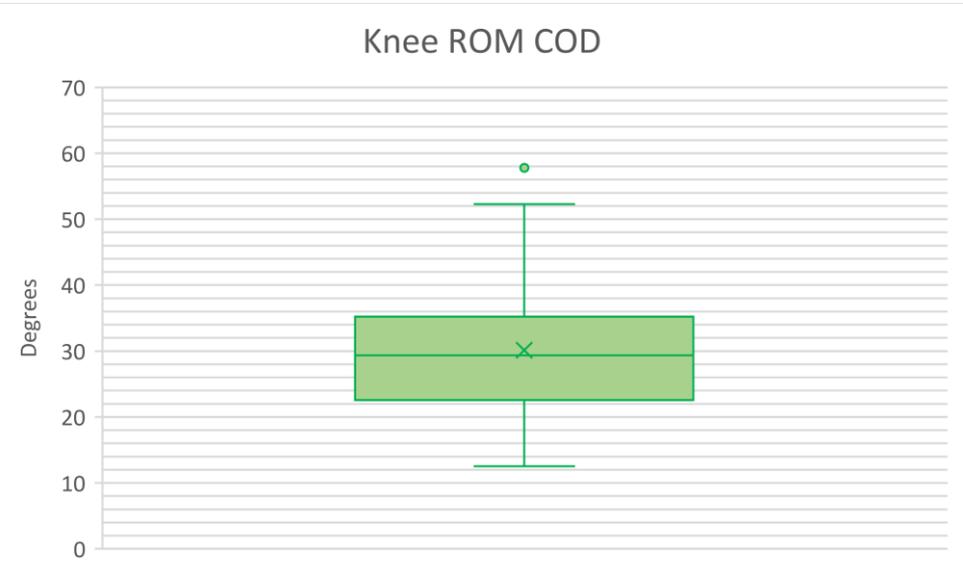
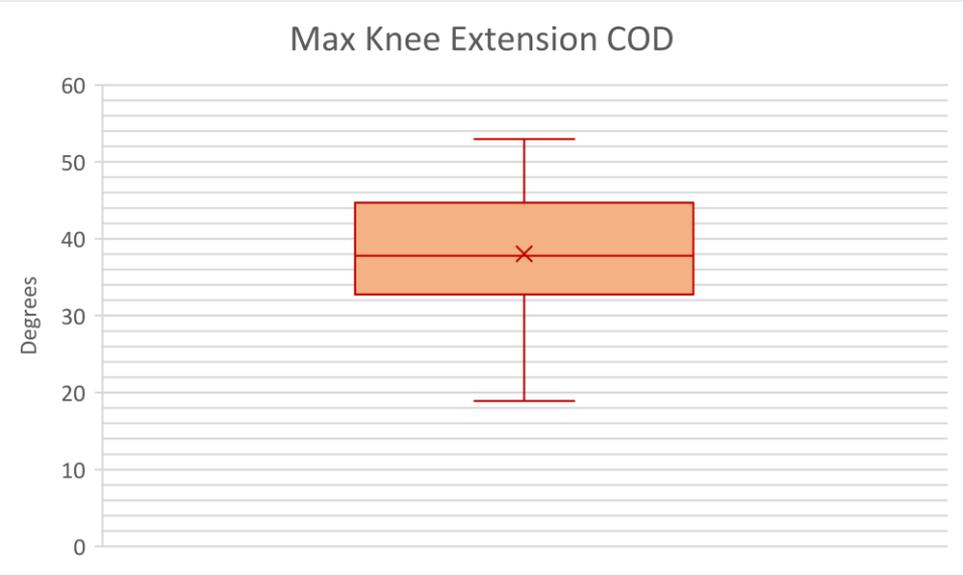
91. *Mechanisms of anterior cruciate ligament injury* . Boden, B. P., et al. s.l. : Orthopedics, 2000.

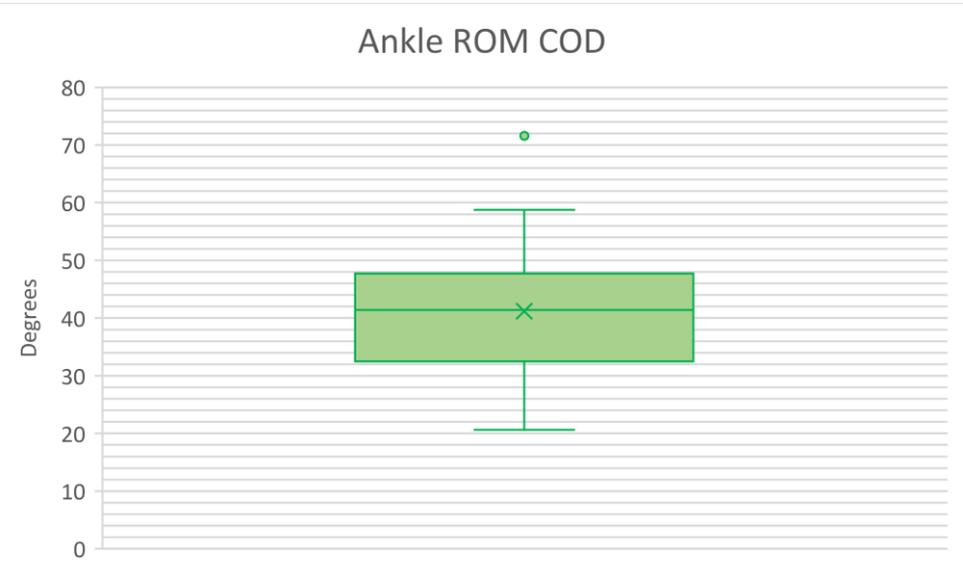
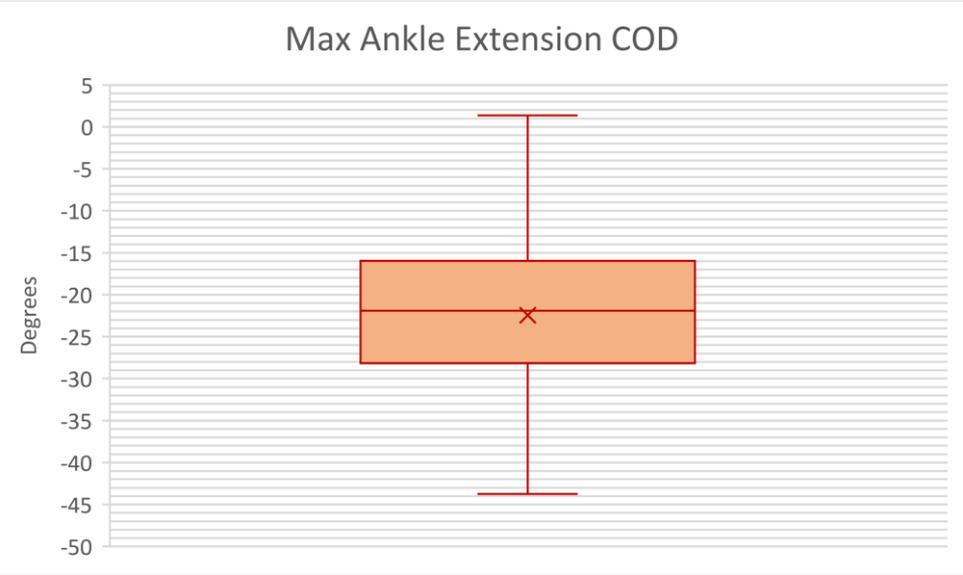
92. hero3. *gopro.com*. [Online] <https://gopro.com/it/it/update/hero3>.

APPENDICE A









APPENDICE B

