



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

**DEFINIZIONE DI UN INDICE DI RISCHIO
D'INFORTUNIO AL LEGAMENTO CROCIATO
ANTERIORE: *APPLICAZIONE ALL'ANALISI DI TEST
DA CAMPO***

Relatore: Prof. Zimi Sawacha

Correlatori: Dott.ssa Fabiola Spolaor

Dott. Alfredo Ciniglio

Laureando: Andrea Catuogno

Anno Accademico 2021/2022

INDICE

RIASSUNTO	1
ABSTRACT	2
CAPITOLO 1	4
INTRODUZIONE	4
CAPITOLO 2	6
IL GINOCCHIO	6
2.1 EZIOLOGIA DEGLI INFORTUNI	6
2.2. ANATOMIA DEL GINOCCHIO	7
2.3 EPIDEMIOLOGIA INFORTUNI LCA	10
2.4 FATTORI DI RISCHIO DELLA ROTTURA DELL’LCA	13
2.4.1 meccanismi lesivi dell’lca	15
2.5 PREVENZIONE DELL’LCA	18
CAPITOLO 3	24
3.1 ANALISI DEL MOVIMENTO	24
3.2 COS’E’ L’ANALISI DEL MOVIMENTO?	24
3.3 STRUMENTAZIONE DEL LABORATORIO	26
3.3.1 sistemi stereofotogrammetrici	26
3.3.2 piattaforme di forza	29
3.3.3. pedane di pressione	30
3.4 SOLETTE DI PRESSIONE	31
3.5 VIDEO ANALYSIS	32
3.6 VIDEO MOTION CAPTURE	33
CAPITOLO 4	34
MATERIALI E METODI	34
4.1 SOGGETTI	34
4.2 SET UP SPERIMENTALE	34
4.3 TASK MOTORIO: CAMBIO DI DIREZIONE	36
4.4 SOFTWARE	37
4.4VARIABILI	38
4.5 STATISTICA	38
CAPITOLO 5	39
RISULTATI	39
5.1 CINEMATICA ARTICOLARE COD	39
5.2 FORZE DI REAZIONE AL SUOLO COD	43

5.3 MOMENTI ARTICOLARI COD	44
<i>CAPITOLO 6</i>	48
<i>DISCUSSIONE E CONCLUSIONE</i>	48
<i>BIBLOGRAFIA</i>	1
<i>APPENDICE</i>	5

RIASSUNTO

Presupposti dello studio.

Gli sport di squadra rappresentano le discipline più rischiose per la rottura del legamento crociato anteriore (LCA). Ad oggi sono stati indagati i principali test pubblicati (solo osservativi) per andare a predire il rischio di infortunio.

Poche sono le evidenze sulla parte quantitativa delle valutazioni dei test per andare a completare il quadro preventivo.

Scopo dello studio.

Lo scopo principale di questo studio è verificare se mediante l'analisi biomeccanica di un task specifico da campo, come il cambio di direzione successivo ad un atterraggio, somministrato ad atleti professionisti che giocano a rugby, si possa individuare un indice quantitativo del rischio di infortunio al legamento crociato anteriore negli atleti.

Materiali e metodi.

Sono state effettuate analisi video dei cambi di direzioni in campo, tra soggetti infortunati e sani, e sono state rilevati gli angoli articolari, i momenti, le forze e le pressioni plantari (tramite solette baropodometriche).

Successivamente si sono analizzati i dati presso il Laboratorio di Bioingegneria del Movimento del Dipartimento di Ingegneria dell'Informazione dell'Università di Padova, tramite specifici software per l'analisi del movimento

Risultati.

Nel cambio di direzione è emerso che il gruppo di persone infortunate utilizzano una strategia diversa nell'eseguire il movimento completo.

Si osserva che nel momento in cui i soggetti infortunati spostano il peso per la fase di spinta, reclutano i muscoli estensori del ginocchio e i muscoli abduttori, adduttori dell'anca e ginocchio, per contrastare questo movimento. Si denota, inoltre, che i soggetti che hanno subito lesioni al LCA impiegheranno più tempo nel compiere tutto il task rispetto ai sani.

Conclusioni.

Questa sperimentazione si è dimostrata una solida base da cui partire, per sviluppare degli indici di rischio applicabili sul campo. È risultato che i soggetti infortunati non riescono a gestire in modo adeguato l'esecuzione del task. L'assenza di differenze statisticamente significative è imputabile alla deviazione standard elevata riscontrata nei soggetti infortunati. Le proposte successive per poter dare ancora più solidità a questo test potrebbe essere l'ampliamento del campione e mettere gli atleti in condizioni ancora più vicine alle situazioni di gioco.

ABSTRACT

Introduction.

Team sports are at largest risk for anterior cruciate ligament rupture (ACL). To date, the main published tests (only observational) have been investigated to predict the risk of injury.

Few evidences are available in the state of the art regarding quantitative and objective evaluations the field of injuries prevention.

Purpose.

The main purpose of this study is to verify whether, with the biomechanical analysis of sport specific tasks applied to professional rugby players, it is possible to identify a quantitative measure that can be used to predict the risk of injury at the anterior cruciate ligament.

Methods.

Video analysis applied to side cut tasks performed directly on the field, between injured and healthy subjects, was performed and joint angles, moments, forces, and plantar pressures were measured (using plantar insoles). Subsequently, at the Laboratory of Movement Bioengineering of the Department of Information Engineering of the University of Padua the data were analyzed using specific software for movement analysis.

Results.

The analysis of the side cut highlighted that the group of injured people uses a different strategy in performing the whole task.

It is observed that at the instant in which the injured subjects shift their weight from the landing to pushing phase they recruit the knee extensor and abductor muscles, hip adductor muscles to control this movement. Furthermore the data showed that subjects who have sustained ACL injuries will take a longer time to accomplish the entire task than healthy subjects.

Conclusions.

This research study proved to be a solid base from which to start in order to promote preventive strategies, with quantitative and reliable results. It should be mentioned that the lack of statistic significance could be due to the large standard deviation characterizing the data of the pathological subjects. Future developments will include to strengthen these results by increasing the sample and include tasks that will be closer to the real game situations.

CAPITOLO 1

INTRODUZIONE

Lo sport è un'attività fondamentale per tutte le persone, è una fonte di salute fisica e mentale che può portare benefici a breve e a lungo termine.

Come vedremo nei prossimi paragrafi lo sport è praticato da circa 20 milioni di persone in Italia e pertanto il rischio che esse possano infortunarsi è elevato.

I giocatori di sport di squadra come il calcio, il rugby, la pallacanestro, la pallavolo ecc. sono caratterizzati da tanti gesti motori specifici ripetuti in base al tipo di disciplina praticata e prevedono diverse esecuzioni tecniche durante gli allenamenti e partite di campionato come: cammino, salti, cambi di direzioni e corsa.

La corsa, ad esempio, difficilmente segue una traiettoria lineare e può comprendere dei cambi di direzione, inoltre viene ripetuta frequentemente durante una gara sia sotto la pressione degli avversari, con tempi dettati dalla situazione di gioco, sia con una frequenza elevata dovuta alle decelerazioni e accelerazioni, che vedremo più avanti essere fondamentali nel rischio di infortuni.

Molti sport prevedono lavori intermittenti, quindi, attività ad impegno aerobico alternati ad attività ad impegno anaerobico, sprint brevi e lunghi con intensità alte o basse; inoltre, in quelli di squadra oltre all'esecuzione della tecnica perfetta si deve tener conto anche dei fattori imprevedibili come la variazione del tempo, delle strategie di scelta degli avversari.

Negli sport come rugby, calcio, basket ecc. è importante andare ad allenare le capacità dell'atleta di ripetere sforzi brevi di elevata intensità intervallati da pause di durata diversa per far riuscire a mantenere la prestazione di sprint nel tempo.

Utile quindi, che il giocatore si concentri sul miglioramento delle capacità condizionali e coordinative.

Quanto detto fin adesso ci fa capire che bisogna programmare gli allenamenti in modo specifico e mirato alle caratteristiche del tipo di sport al fine di prevenire ed evitare gli infortuni. Inoltre, per evitare di incorrere in queste situazioni spiacevoli, viene impiegata l'analisi del movimento (vedremo nei capitoli

successivi), non solo come metodica per fornire programmi riabilitativi, ma anche per cercare di studiare task motori ad alto rischio di lesioni ed effettuare di conseguenza dei programmi correttivi dei deficit evidenziati.

Lo scopo principale di questo studio è verificare se mediante l'analisi biomeccanica di un task specifico da campo, come il cambio di direzione successivo ad un atterraggio, somministrato ad atleti professionisti che giocano a rugby, si possa individuare un indice quantitativo del rischio di infortunio al legamento crociato anteriore negli atleti.

Lo studio si articola in 6 capitoli, così organizzati:

un'introduzione, un capitolo sull'Analisi del Movimento, uno sulla Fisiologia e Funzione del Ginocchio, uno sui Materiali e Metodi, uno sui Risultati, e infine la Discussione degli stessi con relative conclusioni.

CAPITOLO 2

IL GINOCCHIO

2.1 EZIOLOGIA DEGLI INFORTUNI

Prima di indagare nello specifico l'infornunio al ginocchio, vediamo in linea generale quali sono le percentuali di infornunio gli atleti non in Italia.

Analizzando i dati dell'ISTAT 2020, nel 2019, il 35% della popolazione con più di 3 anni di età pratica almeno uno sport nel tempo libero, in maniera continuativa sono il 26,6% e saltuariamente l'8,4%. Le persone che dichiarano di svolgere attività senza praticare sport sono il 29,4%, mentre i sedentari sono il 35,6% con una percentuale maggiore per le donne 39,5% e per gli uomini il 31,5%. I giovani praticano maggiormente sport continuativi, le quote più alte si riscontrano tra i 6-17 anni, in particolare fra i maschi di 6-10 anni il 61,9%. All'aumentare dell'età diminuisce la pratica di attività sportive, mentre per coloro che praticano qualche attività fisica si ha il 36,7% dei 60-64enni e il 37,5% dei 65-74enni. A partire dai 75 anni il 67,5% dichiara di non praticare nessuna attività. Per quanto riguarda le differenze di genere, tra gli uomini il 31,2% pratica sport con continuità e il 9,8% saltuariamente, tra le donne invece, i valori sono rispettivamente al 22,2% e al 7% [1]. In base a questi dati del 2019 delle persone che praticano sport con continuità o saltuariamente, rileviamo che gli infornuni che si verificano ogni anno sono circa 300.000. Come sarà specificato più avanti, un ruolo importante lo ricoprono la prevenzione, una buona preparazione fisica, una buona forza muscolare, essi possono ridurre il rischio di infornuni, specialmente per chi pratica sport saltuariamente (lo sportivo della domenica). Nello sport, la maggior parte degli infornuni (1 su 4) colpisce la caviglia, subito dopo c'è il ginocchio, poi le lesioni a mano, polso e dita.

1. Caviglia 27.1%
2. Ginocchio 17.4%
3. Mano e polso 13.3% (di cui 5.0% al polso)
4. Testa 13.0% (di cui 4.5% al viso, 4.1% nuca e collo, 2.1% cranio ed encefalo, 1.1% agli occhi)
5. Addome e torace 5.7%

6. Polpaccio 5.0%
7. Spalla 4.9%
8. Avambraccio e gomito 4.0%
9. Colonna vertebrale 3.4%
10. Piede 3.3%
11. Coscia 3.1%

Notiamo come la caviglia con il 27.1% sia l'articolazione più colpita, e sia seguita subito dal ginocchio con il 17.4% [2]. Noi prenderemo in considerazione ed approfondiremo l'articolazione del ginocchio in tutte le sue sfaccettature.

2.2. ANATOMIA DEL GINOCCHIO

Il ginocchio è un'articolazione sinoviale di tipo a cerniera che possiede una capsula articolare, la struttura è composta da un tessuto connettivo fibroso denso che congiunge la parte distale del femore con la parte prossimale della tibia.

L'articolazione del ginocchio è ricoperta interamente dalla capsula articolare, che insieme ai muscoli ed ai legamenti ne assicura la stabilità

Si colloca tra la coscia e la gamba e comprende due articolazioni:

- Femore-tibiale
- Patello-femorale

È composta, quindi, da tre ossa: femore, rotula e tibia.

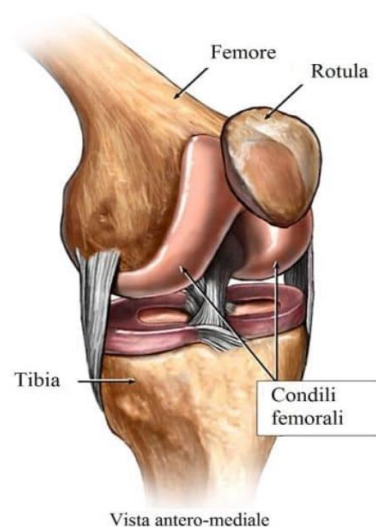


Figura 1: descrizione articolazione ginocchio [3].

Il ginocchio dispone di strutture fondamentali per garantire quella stabilità che ci permette di deambulare come ad esempio la camminata ma anche altri movimenti come: la corsa, salti, cambi di direzioni, salire le scale ecc.

Le strutture che ci consentono tutto ciò sono i legamenti, i tendini e i menischi. L'articolazione femore-tibiale è costituita: a livello dell'estremità distale del femore da due condili, laterale e mediale ricoperti dalla cartilagine ialina (fondamentale per favorire lo scorrimento tra le superfici articolari) separati dalla fossa intercondiloidea. Ai lati dei condili ci sono due sporgenze chiamate epicondili. I due condili si articolano con la tibia.

I condili tibiali invece sono due prominenze visibili sull'estremità prossimale della tibia, mediale e laterale, su di essi è presente una superficie concava detta anche piatto tibiale, che a sua volta è interrotta da un'eminanza intercondiloidea, questa accoglie i due condili del femore e ospita anche i legamenti crociati e i menischi.

L'articolazione è stabilizzata principalmente da 4 legamenti:

- Il legamento crociato anteriore (LCA), ha origine in una zona compresa tra la fossa intercondiloidea del femore e il condilo laterale, e si inserisce sulla fossa intercondiloidea anteriore della tibia, la sua funzione è quella di impedire l'eccessivo scivolamento in avanti della tibia rispetto al femore, prevenendo in questo modo l'iperestensione del ginocchio.
- Il legamento crociato posteriore (LCP), ha origine in una zona compresa tra la fossa intercondiloidea del femore e il condilo mediale, e si inserisce sulla fossa intercondiloidea posteriore della tibia, la sua funzione è quella di impedire l'eccessivo scivolamento all'indietro della tibia rispetto al femore.

Tutti e due sono fondamentali per la stabilità in senso antero posteriore (cioè sul piano sagittale) del ginocchio. Questi due legamenti assomigliano a dei corti e robusti cordoni fibrosi che si incrociano formando una "X", fissando femore e tibia.

- Il legamento collaterale mediale ha origine dall'epicondilo mediale del femore e s'inserisce sul bordo libero del condilo mediale della tibia.

- Il legamento collaterale laterale ha origine dall'epicondilo laterale del femore e s'inserisce sul margine esterno della testa del perone

I due legamenti collaterali assicurano quindi stabilità al ginocchio in senso medio-laterale (cioè sul piano frontale).

Le due superfici dell'articolazione femore-rotulea non si sovrappongono in maniera perfetta, essendoci due epicondili (due semisfere) e il piatto tibiale (superficie piana) questa contraddittorietà viene compensata dalla presenza dei menischi.

I menischi li possiamo dividere in laterale e mediale.

Sono dischi cartilaginei a forma di semiluna, una forma simile ad una "C" dove più si va verso l'interno più lo spessore diminuisce. La loro funzione è quella di ammortizzare colpi e urti, proteggendo così la cartilagine del ginocchio, ridurre l'attrito e conseguente usura dei capi articolari, distribuendo in modo più uniforme il carico applicato all'articolazione e partecipando alla stabilità del ginocchio

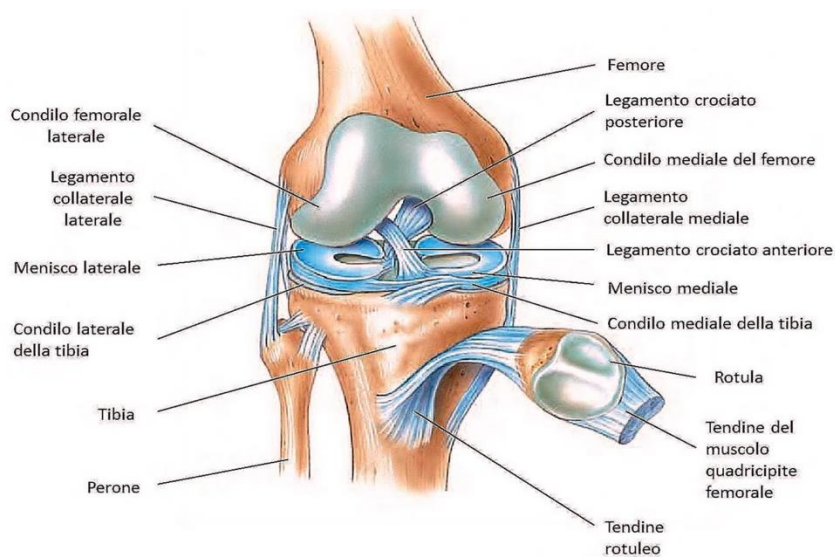


Figura 2: legamenti, menischi, tendini [4]

L'articolazione del ginocchio riesce ad effettuare due movimenti principali come la flessione e l'estensione oltre a movimenti come intra-extra rotazione limitati dai crociati e collaterali.

Nella flessione del ginocchio entrano in gioco i muscoli della coscia del compartimento posteriore: muscolo bicipite femorale, semitendinoso, semimembranoso, gastrocnemio, muscolo planare e muscolo popliteo.

La loro funzione è quella di flettere il ginocchio e contrastare lo scivolamento anteriore del piatto tibiale ed ha un'ampiezza di 140°.

Nell'estensione del ginocchio invece entrano in gioco i muscoli della coscia del compartimento anteriore (costituito dalla capsula anteriore, dalla rotula e dal tendine rotuleo): muscolo quadricipite femorale, sartorio, retto femorale, vasto laterale, vasto mediale e vasto intermedio.

I 4 capi del quadricipite femorale convergono inferiormente in un unico tendine "tendine del quadricipite", che arriva alla rotula fino ad inserirsi sulla testa della tibia formando il tendine rotuleo.

Il compartimento mediale è costituito dalla capsula interna, dal legamento collaterale mediale e dalla zampa d'oca. Quest'ultima è formata dal muscolo semitendinoso che ha la funzione di estensione dell'anca e rotazione mediale della gamba e dal muscolo gracile che adduce la coscia quando è in estensione e flette la gamba sulla coscia e la ruota medialmente. Questi muscoli si comportano sia da flessori sia da intra rotatori del ginocchio, controllando anche il valgismo del ginocchio.

Il compartimento laterale invece è costituito dalla capsula esterna, dal legamento collaterale laterale, dal tendine popliteo e dal tendine del bicipite femorale. Proprio quest'ultimo oltre che a flettere ha anche il compito di ruotare esternamente le gambe e quindi permette l'extra rotazione del ginocchio a gamba estesa. Questo compartimento controlla il varismo del ginocchio.

Il compartimento centrale detto anche pivot centrale è costituito dai legamenti crociati, come già detto, che stabilizzano il ginocchio in senso antero-posteriore e limitano anche la rotazione esterna e interna. [5] [6] [7].

2.3 EPIDEMIOLOGIA INFORTUNI LCA

Per comprendere al meglio l'epidemiologia degli infortuni del legamento crociato anteriore, si riporta questo studio/metanalisi (Alicia M. Montalvo et al. 2019) dove l'obiettivo è quello di valutare le differenze di sesso nei tassi di

incidenza (IR) della lesione del legamento crociato anteriore (LCA) per tipo di sport (collisione, contatto, contatto limitato e senza contatto).

È stata eseguita una revisione sistematica utilizzando i database elettronici PubMed (1969–20 gennaio 2017) e EBSCOhost (CINAHL, SPORTDiscus; 1969–20 gennaio 2017).

Sono stati presi in considerazione i dati sulla classificazione dello sport, il numero di lesioni del LCA per sesso, l'anno di pubblicazione, lo sport, il tipo di sport e il livello di gioco. Pertanto, lo scopo della revisione sistematica e metanalisi era di confrontare i tassi di incidenza (IR) di lesioni LCA di atleti maschi e femmine in ciascuno dei tipi di sport.

Sport Classification Key

Classification	Sport	
Collision	Boxing	
	Boys'/men's lacrosse	
	Close-quarters combat	
	Football	
	Handball	
	Ice hockey	
	Rugby	
	Wrestling	
	Contact	Basketball
		Field hockey
Girls'/women's lacrosse		
Judo		
Soccer		
Limited contact	Baseball	
	Cheerleading	
	Fencing	
	Flickerball	
	Floorball	
	Frisbee	
	Softball	
	Volleyball	
	Noncontact	Alpine skiing
		Dance/ballet
Running/track		
Fixed-object high-impact rotational landing	Gymnastics	
	Indoor obstacle-course test	
	Obstacle-course race	

Tabella 1. Classificazione degli sport [8].

Il metodo utilizzato è stato quello delle linee guida PRISMA (Preferred Reporting Items for Systematic Reviews and Meta-Analyses). L'unità statistica è stata definita come un atleta che partecipa ad una pratica o gioco (atleta-

esposizione, a-e) ipotizzando che 2 ore di gioco fossero approssimativamente pari a un AE e le percentuali di infortunio sono state espresse come il numero di lesioni per 10000 a-es.

I risultati di questa metanalisi evidenziano come:

- Negli sport di collisione, l'IR (tasso di incidenza) totale della lesione ACL tra gli atleti di sesso femminile e maschile combinati era 1,29/10000 AE mentre l'IR della lesione tra le atlete era 2,10/10.000 AE e tra gli atleti maschi era 1,12/10.000 AE
- L'IR totale della lesione ACL negli sport di contatto era 1,51/10.000 AE, l'IR della lesione era maggiore tra le donne (1,88/10.000 AE rispetto agli atleti di sesso maschile (0,87/10.000 AE. È stata osservata una differenza tra i sessi per la lesione LCA IR (IRR 1/4 3:00)
- Negli sport a contatto limitato, l'IR totale della lesione ACL era 0,48/10.000 AE. L'IR della lesione nelle atlete era 0,71/10.000 AE e negli atleti maschi era 0,29/10.000 AE. Nessuna differenza tra i sessi per la lesione ACL
- L'IR totale dell'infortunio al LCA negli sport senza contatto era 0,25/10.000 AE. L'IR della lesione ACL tra le atlete era 0,36/10.000 AE e tra gli atleti maschi era 0,21/10.000 AE. Nessuna differenza tra i sessi
- Negli sport HIRL a oggetti fissi, l'IR totale della lesione ACL era 2,62/10.000 AE. L'IR della lesione ACL tra le atlete era 4,80/10.000 AE e tra gli atleti maschi era 1,75/10.000 AE Abbiamo osservato una differenza tra i sessi (IRR 1/4 5,51).

Di conseguenza osserviamo come negli sport di atterraggio rotazionale (HIRL) a oggetti fissi e ad alto impatto, cioè sport senza contatto con travi, volte e ostacoli, l'IR totale della lesione LCA è il più alto (2,62/10000 AE), seguito dagli sport di contatto come calcio, pallacanestro, judo dove l'IR totale è 1,51/10000 AE, ad un gradino più basso abbiamo gli sport di collisione come rugby, boxe, hockey sul ghiaccio, pallamano con l'IR totale a 1,29/10000 AE.

Infine, abbiamo gli sport a contatto limitato come baseball, frisbee, scherma, pallavolo con l'IR totale a 0,48/10000 AE e gli sport senza contatto come danza, sci alpino, con l'IR totale più basso a 0,25/10000 AE.

Altri risultati hanno indicato invece che gli sport HIRL a oggetti fissi hanno provocato IR di lesioni LCA che erano simili a quelli degli sport di collisione negli uomini (1,75/10 000 rispetto a 1,12/10000 AE). L'infortunio al LCA, IR era più di 3 volte maggiore tra le donne che tra gli uomini per gli sport HIRL a oggetto fisso.

Inoltre, è stato scoperto che le atlete partecipanti negli sport di contatto andavano incontro a lesioni al LCA 3 volte più il tasso di atleti maschi in questi stessi sport (IRR 1/4 3,00).

Gli IR per lesioni al LCA non differivano tra donne e uomini per gli sport di collisione.

Al contrario, gli IR per infortunio al LCA per gli uomini negli sport di contatto e di collisione differivano (rispettivamente 0.87/10000 AE e 1,12/10.000 AE). Gli sport inclusi in queste categorie sono simili perché richiedono il taglio e la rotazione, che sono manovre dinamiche note per contribuire ai meccanismi di lesione del LCA senza contatto.

Le atlete avevano l'IR di lesioni del LCA maggiori rispetto agli atleti maschi negli sport di contatto e HIRL a oggetti fissi. Quest'ultima categoria sportiva aveva gli IR più alti per lesioni del LCA per entrambi i sessi [8].

2.4 FATTORI DI RISCHIO DELLA ROTTURA DELL'LCA

Per poter parlare di prevenzione del ginocchio prima dobbiamo conoscere i fattori di rischio che possono aumentare l'incidenza di lesione del legamento crociato anteriore.

Come abbiamo constatato prima, le donne atlete sono quelle più a rischio di rottura rispetto agli uomini.

Per comprendere bene quali sono i fattori di rischio possiamo dividerli in estrinseci e intrinseci.

Nei fattori estrinseci vengono presi in considerazione le condizioni metereologiche, la superficie di gioco, il livello sportivo e il livello di partecipazione.

L'assenza di precipitazione precedentemente o durante la gara, il tipo di superficie di gioco come un campo in erba, la frequenza maggiore di partecipazione allo sport, ponevano i giocatori a maggior rischio di lesioni.

I fattori relativi alle condizioni metereologiche e ai tipi di superficie non sono modificabili dal giocatore rispetto ai fattori come il livello sportivo e livello di partecipazione.

Quelli intrinseci, invece, comprendono: i fattori anatomici, neuromuscolari, fisiologici, biomeccanici e genetici.

I fattori anatomici nei soggetti con:

- una stenosi intercondiloidea, quindi una diminuzione dell'incavo (maggiori nelle donne rispetto agli uomini),
- un aumento della pendenza tibiale posteriore o laterale (nelle donne con pendenza laterale hanno una probabilità 1,2 volte maggiore di subire lesioni),
- un ginocchio recurvato
- un LCA con larghezza ridotta, volume ridotto e lunghezza aumentata,

hanno maggior probabilità di lesioni

I fattori neuromuscolari come:

- minor forza muscolare nelle atlete,
- la diminuzione della forza del tendine del ginocchio
- deficit di forza degli abduttori dell'anca e dei rotatori esterni rispetto al peso corporeo
- il potenziale squilibrio tra i gruppi muscolari dei muscoli posteriori della coscia e del quadricipite

possono esporre gli individui ad un rischio maggiore di lesione del LCA

I fattori fisiologici:

- peso superiore alla media
- dopo il menarca

le donne sono a maggior rischio di LCA al primo colpo senza contatto

I fattori biomeccanici:

- il valgo del ginocchio durante l'atterraggio determina un aumento delle forze di reazione al suolo, ponendo le femmine a un rischio maggiore di lesioni.
- Le varie combinazioni di movimento tibiale (ad es. traslazione anteriore + abduzione, traslazione anteriore + rotazione esterna,) con abduzione combinata e traslazione tibiale anteriore mostrano una maggiore tensione sul LCA (4,6 volte il normale)

I fattori genetici:

- la presenza di varianti dei geni del collagene
- i geni della metalloproteinasi della matrice, che svolgono un ruolo importante nel rimodellamento tissutale.
- la presenza o l'assenza di polimorfismi dei geni proteoglicani [9].

2.4.1 meccanismi lesivi dell'lca

Una piccola parentesi va aperta per i meccanismi lesivi del legamento crociato anteriore più frequenti.

Il rugby come anche il calcio e altri sport, prevedono ripetuti e repentini movimenti di rotazione del ginocchio, ma anche frequenti contatti fisici tra gli atleti.

Poiché la lesione del LCA può rappresentare una minaccia concreta per la carriera di un giocatore, oltre che per il benessere a lungo termine di tutta l'articolazione del ginocchio, la prevenzione degli infortuni rappresenta un tassello fondamentale per ridurre il rischio di rottura.

Ovviamente per una buona prevenzione bisogna essere a conoscenza dei meccanismi traumatici e lesivi. La lesione al LCA può avvenire da:

- contatto, quando si ha un contatto fisico tra due giocatori durante una partita
- senza contatto, dopo una caduta, dopo un salto, per iperestensione, per una flessione forzata del ginocchio e per cambi di direzioni impreviste.

i meccanismi lesivi più frequenti invece sono:

- Valgismo - rotazione esterna

- Varismo - rotazione interna
- Iperestensione
- Iperflessione con brusca contrazione del quadricipite

Lo studio di Grassi et al.2017, ha valutato le situazioni e i meccanismi di infortunio del LCA in calciatori professionisti maschi attraverso un'analisi video svolta sul sito web You Tube. Ha analizzato 34 video della stagione 2014-2015. I risultati che ha riscontrato sono stati che gli infortuni senza contatto erano al 44% e infortuni con contatti indiretti al 65%, evidenziando il meccanismo di lesione al LCA più ricorrente: anca abdotta e flessa, ginocchio ai primi gradi di flessione e sotto stress in valgo con il piede pronato ed esternamente ruotato. Inoltre, ha notato che sia sul piano frontale che sagittale, la flessione iniziale del ginocchio è stato minore di 30° e una flessione profonda con angolo maggiore di 30°[10].In uno studio fatto su giocatori professionisti di rugby di sesso maschile sono stati analizzati 36 casi di partite giocate nei massimi campionati professionistici e partite internazionali utilizzando un'analisi video sistematica. Questo studio ci mostra come il 57% degli infortuni LCA si è verificato nella modalità da contatto. Sono stati identificati 2 scenari principali: (1) corsa offensiva e (2) essere contrastato, indicando che il portatore di palla potrebbe essere a maggior rischio di lesioni al LCA.

La maggior parte delle lesioni LCA senza contatto, invece, derivava da una manovra di passo laterale (cambio di direzione).

Nella maggior parte dei casi dove non c'era contatto, si è notato che l'impatto iniziale con il suolo avveniva attraverso il tallone e si è rilevato una differenza significativa negli esiti di lesioni rispetto a quelli senza urto del tallone, il primo è stato associato ad un rischio di lesioni più elevato.

Le lesioni LCA senza contatto avevano angoli di flessione mediana del ginocchio più bassi e una caviglia più dorsiflessa rispetto al gruppo di controllo (rispettivamente 10 ° vs 20 °) [11].

Analizziamo, ora, lo studio di Francesco della Villa et al. 2021. Nel suo studio ci descrive, utilizzando l'analisi video, i meccanismi, i modelli situazionali e la biomeccanica delle lesioni LCA nelle partite di rugby professionistico attraverso i giocatori delle 4 leghe più importanti in 4 stagioni consecutive.

La maggior parte degli infortuni al LCA nei giocatori professionisti di rugby maschi sono avvenuti attraverso un meccanismo di contatto indiretto o senza contatto (68%). Sono stati descritti tre modelli situazionali, incluso il cambio di direzione offensivo (figura 3), l'essere contrastati (figura 4) e il pressing/contrattacco (figura 5). L'analisi biomeccanica ha confermato un meccanismo su più piani con un pattern di carico del ginocchio sul piano sagittale, che era accompagnato nella maggior parte dei casi da carico del ginocchio in valgo (94%).

Poiché la maggior parte degli infortuni si è verificata nei primi 40 minuti, l'affaticamento accumulato non sembra essere un fattore di rischio importante per le lesioni del LCA [12].



Figura 3: cambio di direzione offensivo [12].



Figura 4: contrasti [12].



Figura 5: pressing/contrattacco [12].

2.5 PREVENZIONE DELL’LCA

Al fine di prevenire spiacevoli infortuni, queste discipline: rugby, calcio, basket, pallavolo, richiedono un adeguato rinforzo muscolare, un allenamento specifico del gesto atletico e un corretto assetto posturale; pertanto, non bisogna allenare solo specifici gruppi muscolari perché si creerebbero degli squilibri delle catene cinetiche posturali. È fondamentale, in primis, lavorare in modo corretto nella fase preparatoria della stagione, concentrandosi su esercizi volti alla prevenzione dell’infortunio incentrati sul controllo neuromuscolare, sull’equilibrio, sulla forza e sulla tecnica, presupposti fondamentali per poter rispondere con prontezza, ai repentini cambiamenti del gesto atletico che impone la pratica di queste discipline.

Importante, dunque, è sviluppare programmi di allenamento specifici e personalizzati, fatti su misura per l’atleta, in modo che essi risultino un essenziale strumento per il controllo pre ed eventualmente post infortunio, utile per ritornare in sicurezza alla pratica dello sport.

Una giusta preparazione fisica, il corretto uso dell’attrezzatura, la conoscenza dei principali movimenti e meccanismi di lesione, rappresentano un buon punto di partenza per non incorrere in infortuni che comportano non solo la perdita della stagione sportiva ma anche elevati costi economici per le cure.

Per prevenire l’infortunio al legamento crociato anteriore ci si avvale di queste metodiche: osservative e numeriche. Queste ci fanno conoscere e stabilire l’indice di rischio di un futuro infortunio al LCA in modo da poter apportare gli interventi adeguati in modo che l’atleta eviti l’infortunio

Conosciamo ora alcuni studi osservativi fatti in laboratorio e in campo pubblicati dalla letteratura scientifica:

Vertical Drop Jump (VDJ) → Hanno partecipato al test di screening pre-stagione dal 2007 al 2014 le giocatrici d'élite di calcio e pallamano. I test includevano l'analisi del movimento tridimensionale basata su marker di un salto in caduta.

Sono state prese in considerazione 5 variabili:

- (1) angolo valgo del ginocchio al contatto iniziale,
- (2) momento di abduzione del ginocchio di picco,
- (3) angolo di flessione del ginocchio di picco,
- (4) forza di reazione al suolo verticale di picco
- (5) spostamento del ginocchio mediale.

I risultati hanno mostrato che lo spostamento mediale del ginocchio era l'unico fattore associato ad un aumento del rischio di LCA, mentre ha indicato una scarsa sensibilità e specificità quando lo spostamento mediale del ginocchio è stato utilizzato come test di screening per predire la lesione del LCA.

Per le giocatrici senza precedenti infortuni, nessuna variabile dei VDJ sono state associate a un aumento del rischio di lesioni [13].

Tuck jump → Attraverso l'esecuzione del tuck jump si possono notare molti difetti di natura tecnica che sono indicativi di un aumento del rischio di lesioni. L'uso della valutazione del tuck jump quindi può identificare gli squilibri neuromuscolari e fornire indicazioni per un trattamento mirato per le persone ad alto rischio di lesioni LCA. È stato dimostrato che il controllo neuromuscolare è il fattore più importante e modificabile con l'allenamento pliometrico. Quindi il miglioramento delle tecniche neuromuscolari può essere valutato e monitorato con l'utilizzo del tuck jump. Tuttavia, gli autori riconoscono che sono necessarie ulteriori ricerche per determinare la validità e l'affidabilità del metodo di valutazione proposto [14].

SEBT (star excursion balance test) → Lo Star Excursion Balance Test dovrebbe essere considerato un test di equilibrio dinamico non strumentato, altamente rappresentativo per persone fisicamente attive, valido per predire il rischio di

lesioni agli arti inferiori, per identificare i deficit di equilibrio dinamico nei pazienti con patologie e deficit agli arti inferiori.

Il SEBT è una serie di squat che utilizza l'arto non statico per raggiungere il punto più lontano possibile in otto diverse direzioni.

Lo scopo di questa revisione era quello di determinare la forza del SEBT in 4 aree cliniche: la capacità di differenziare i partecipanti sani da quelli con deficit arti inferiori, la capacità di differenziare le influenze sulle performance, capacità di dimostrare i risultati degli interventi pianificati, capacità di prevedere il rischio di lesioni.

Le informazioni limitate dei risultati hanno indicato che il SEBT potrebbe essere utile per predire futuri infortuni atletici. Inoltre, il SEBT richiede forza, flessibilità, controllo neuromuscolare, stabilità del core, ROM, equilibrio e propiocezione, pertanto, è un ottimo test per la pre-partecipazione ad esami fisici e clinici. Una componente difettosa in uno qualsiasi di questi sistemi causerà un test positivo [15].

Back squat → Gli autori di questo studio hanno sviluppato la proposta di Back Squat Assessment (BSA), uno strumento di screening per assistere i professionisti nell'identificazione sistematica di specifici deficit funzionali per guidarli in un intervento correttivo mirato.

Essi sostengono che le difficoltà o i deficit di movimento osservati attraverso la guida del BSA, indicano che un individuo può avere un rischio elevato di lesioni e prestazioni fisiche non ottimali. Inoltre, ci fornisce dieci criteri da valutare che sono sotto categorizzati in tre domini completi: parte superiore del corpo, parte inferiore del corpo e meccanica del movimento.

In ogni dominio ci sono dei criteri che indicano al professionista delle linee guida per effettuare squat.

Per avviare la valutazione, all'atleta si chiederà di eseguire 10 ripetizioni di back squat continui. Il BSA poi, richiederà l'analisi della prospettiva anteriore, posteriore e laterale, vantaggioso per i praticanti perché registrando i video mentre eseguono il test si faciliterà uno screening del deficit più accurato e completo.

Se un singolo criterio non fosse soddisfatto a norma dovrebbe essere contrassegnato un deficit osservato.

Successivamente, chi valuta il test dovrebbe indicare se ritiene che la carenza sia correlata a una limitazione neuromuscolare, di forza o di mobilità, cercando la rispettiva categoria per guidare le correzioni mirate dell'esercizio [16].

Studio di Lida K et al. 2020 → Per questo studio si è avvalsi di 29 giovani maschi e femmine sani.

Il loro compito era quello di camminare lungo un sentiero di 20 m ed eseguire tre cambi di direzione durante il percorso: camminata rettilinea, cambio di direzione di 45° e cambio di direzione di 90°. La lunghezza del passo e il tempo di reazione della sonda (P-RT, utilizzata come mezzo per quantificare la capacità di attenzione distribuita.) sono stati misurati prima e dopo il punto di cambio di direzione. Un'analisi della varianza a misure ripetute a due fattori è stata applicata per misurare P-RT e la lunghezza del passo prima e dopo i cambi di direzione. È stato osservato un effetto significativo per la lunghezza del passo e P-RT immediatamente prima e dopo i cambi di direzione. È stata anche osservata un'interazione tra l'angolo del cambio di direzione e la lunghezza del passo prima e dopo il cambio di direzione. Rispetto alla camminata rettilinea, è stato osservato un effetto significativo ai cambi di direzione di 45° e 90°.

Mentre si cammina, si nota che i cambi di direzione a 90° sono più difficili dei cambi di direzione a 45° e i cambi di direzione a 45° sono più difficili che camminare in linea retta [17].

Studio di Leppänen M et al 2021 → Sono stati analizzati 258 giocatori di basket e floorball (fascia di età, 12-21 anni) di sesso femminile e maschile che hanno partecipato al test COD di base.

Gli infortuni, la pratica e l'esposizione al gioco sono stati registrati per 12 mesi. Il test COD consisteva nell'eseguire un rapido passaggio della palla prima e dopo un giro di rotazione di 180 gradi ad alta velocità sulle piastre di forza.

Sono state analizzate le seguenti variabili:

- forza di reazione al suolo verticale di picco (N/kg);
- angolo di flessione laterale massima del tronco (gradi);
- angolo di flessione del ginocchio di picco (gradi);

- angolo di picco del ginocchio valgo (gradi);
- momento di flessione, abduzione, rotazione interna ed esterna. di picco del ginocchio (N·m/kg);

I risultati emersi sono stati:

- un totale di 18 nuovi infortuni al ginocchio senza contatto
- Le giocatrici hanno subito 14 infortuni al ginocchio e i giocatori maschi 4.
- Di tutti gli infortuni al ginocchio, 8 erano infortuni al legamento crociato anteriore (ACL), tutti in giocatrici.
- Le giocatrici hanno mostrato angoli di picco del ginocchio valgo significativamente più grandi rispetto ai giocatori di sesso maschile
- Non sono state trovate associazioni significative tra variabili biomeccaniche e rischio di lesioni al ginocchio. [18].

In un altro studio si è analizzato, invece, le relazioni della biomeccanica del cambio di direzione tra i diversi angoli (45°, 90°, 180°). Sono stati coinvolti 27 uomini che hanno eseguito i cambi di direzione e tramite l'analisi del movimento e le forze di reazione al suolo, si è valutato la cinematica e la cinetica degli arti inferiori e del tronco. I risultati hanno dimostrato che all'aumentare dell'angolo del cambio di direzione, i profili di velocità diminuivano, i tempi di contatto con il suolo aumentavano, il GRF verticale e i momenti di picco sagittale dell'articolazione del ginocchio diminuivano.

Inoltre, il massimo picco di rotazione interna del ginocchio e momenti di abduzione e angoli sono stati osservati durante il COD di 90°, indicando che questo potrebbe essere l'angolo COD più rischioso. I risultati supportano il concetto che la biomeccanica del COD e i potenziali surrogati del rischio di lesione del legamento crociato anteriore senza contatto sono "angolari"; che hanno importanti implicazioni per il coaching, lo screening e la preparazione fisica del COD (Dos'Santos T et al. 2021) [19].

Lo studio di Grassi et al.2017, ha valutato le situazioni e i meccanismi di infortunio del LCA in calciatori professionisti maschi attraverso un'analisi video svolta sul sito web You Tube. Ha analizzato 34 video della stagione 2014-2015.

I risultati che ha riscontrato sono stati che gli infortuni senza contatto erano al 44% e infortuni con contatti indiretti al 65%, evidenziando il meccanismo di lesione al LCA più ricorrente: anca abdotta e flessa, ginocchio ai primi gradi di flessione e sotto stress in valgo con il piede pronato ed esternamente ruotato. Inoltre, ha notato che sia sul piano frontale che sagittale, la flessione iniziale del ginocchio è stato minore di 30° e una flessione profonda con angolo maggiore di 30°.[10]

Come abbiamo appurato dai diversi studi pubblicati, i vari risultati non sempre sono validi e affidabili.

Nello sviluppo di questa tesi, invece, si proporrà uno studio dove verrà ricercato un indice di rischio misurabile ed attendibile, con un metodo quantitativo utile per prevenire l'infortunio di lesione del legamento crociato anteriore.

CAPITOLO 3

ANALISI DEL MOVIMENTO

3.1 ANALISI DEL MOVIMENTO

Per analizzare un gesto specifico di uno sport, una volta venivano fatte tante foto una dopo l'altra e venivano identificati dei punti di osservazione per la valutazione della posizione nello spazio (cronofotogrammetria), oggi, invece ci sono delle tecniche di misura come l'elettromiografia, la videografia, l'accelerometria ecc. in grado di studiare tutti gli aspetti di cinematica, dinamica e attività muscolare [20].

L'analisi del movimento viene fatta sia in laboratorio, sia in campo. Quest'ultima risulta ottimale per il gesto motorio perché rende l'esecuzione più valida, più naturale possibile e più vicina alle situazioni di gioco, però può risentire a livello qualitativo della precisione delle misure rispetto alle acquisizioni in laboratorio.

3.2 COS'È L'ANALISI DEL MOVIMENTO?

L'analisi del movimento è la disciplina che descrive, analizza, definisce il movimento dell'uomo (camminata, sollevamento di un oggetto, performance) e lo studia. Essa è regolata dalle stesse leggi e dagli stessi principi biologici, cambia solo lo specifico task motorio: la situazione, la richiesta muscolare.

Questa disciplina è usata in:

- Chirurgia ortopedica: pianificazione dell'intervento, prevenzione...
- Allenamento sportivo: quali forze e come entrano in gioco in un certo movimento (cambio di direzione, atterraggio...)
- Riabilitazione
- Fisioterapia: pre e post-intervento
- Chinesiologia
- Progettazione degli impianti sportivi (es. posizione delle luci, della VAR, in base al movimento dei giocatori)
- Controllo motorio
- Ergonomia (scienza che si occupa dei problemi relativi al lavoro umano in rapporto alla progettazione di macchine ed ambienti di lavoro)

L'obiettivo dell'analisi del movimento è ottenere informazioni su:

- Movimento dei punti selezionati
- Movimento di parti o dell'intero corpo
- Movimenti articolari
- Funzione muscolare
- Carichi agenti sui tessuti durante atti motori selezionati

Lo scopo dell'analisi del movimento, per ortopedici, medici dello sport, fisiatristi e chinesioptologi è quello di supportare le diagnosi delle disabilità motorie con metodi quantitativi, per pianificazione di ortesi e per ripristinare la funzionalità di parti o dell'intero corpo.

Essa viene utilizzata specialmente per la pianificazione chirurgica, per l'allenamento sportivo, per la valutazione performance e per la valutazione delle disabilità.

Nello sport è utile per i preparatori e allenatori per migliorare la performance e ridurre il rischio di infortunio.

L'analisi del movimento si misura in 3 contesti applicativi:

- Analisi cinematica: effetto (spostamento, accelerazione, range di movimento ...)
- Analisi cinetica: causa (misura delle forze che generano il movimento)
- Analisi con l'elettromiografia di superficie EMG: causa (misura la contrazione muscolare generata dalle forze).

Un laboratorio che sia attrezzato per sviluppare un'analisi del movimento efficace e valida deve essere munito di diversa attrezzatura, in particolare:

- Sistemi optoelettronici - stereofotogrammetria -: permettono l'acquisizione di grandezze cinematiche;
- Sistemi video analogici o digitali: servono per l'acquisizione delle immagini relative alla camminata del soggetto;
- Pedane di forza: permettono la rilevazione delle forze di reazione al suolo che avvengono nel momento in cui avviene il contatto del piede al terreno;

- Piattaforme di pressione: hanno lo scopo di rilevare la distribuzione della pressione plantare e la traiettoria del CDG durante il contatto del piede al suolo;
- Elettromiografia di superficie e/o ad ago: misurano l'attivazione elettrica dei muscoli selezionati durante tutto l'arco del movimento,
- Strumenti ergonomici: attrezzi specifici che hanno lo scopo di valutare specifiche abilità motorie.

L'analisi del movimento si può utilizzare nello sport, ad esempio per definire, attraverso l'analisi video, l'angolo di un'articolazione durante un infortunio in un preciso fotogramma.

In un campo 3D bisogna combinare le informazioni tra più telecamere che consentono di creare un sistema di riferimento x,y,z .

L'obiettivo dell'analisi del movimento è descrivere il moto dell'articolazione durante l'esecuzione di un gesto motorio, stimando la posizione istantanea di un segmento osseo rispetto ad un altro [21].

3.3 STRUMENTAZIONE DEL LABORATORIO

3.3.1 sistemi stereofotogrammetrici

Sono sistemi multi – camera che permettono la rilevazione di punti selezionati posizionati sulla superficie corporea (marker) al fine di ottenere una stima delle grandezze cinematiche con accuratezza elevata. Le telecamere presenti nei laboratori specializzati possono essere di numero variabile, da 2 a 9 e sono tra loro sincronizzate, operano nella gamma del visibile o dell'infrarosso e sono in grado di vedere i marker e di seguirne gli spostamenti. I marker possono essere di due tipi: attivi a diodi che emettono luce nello spettro degli infrarossi o passivi di forma sferica, in materiale plastico ricoperti di pellicola catarifrangente e di sicuro i maggiormente usati. Oltre alla presenza degli strumenti di acquisizione è necessario anche un software che permetta la rielaborazione dei segnali e la

loro trasformazione da dati bidimensionali a tridimensionali. Una volta ottenute le informazioni sui marker istante per istante si può procedere con il tracking che consente di identificare frame per frame cioè istante per istante i singoli marcatori e di calcolarne la traiettoria. Da qui la post – elaborazione dei dati, che permette di ricavare le informazioni di interesse per la specifica situazione di studio. I protocolli più utilizzati per l’analisi cinematica dei gesti sono:

Il protocollo Davis risale al 1991 ed è stato sviluppato presso il Newington Children's Hospital, USA. Prevede la rilevazione delle misure antropometriche del soggetto utili a calcolare le masse ed i momenti di inerzia dei vari segmenti, prevede inoltre l’applicazione di 22 marker di cui 15 sugli arti inferiori collocati e richiede l’esecuzione di un’acquisizione statica dove il soggetto rimane in posizione eretta per qualche secondo per registrare le coordinate iniziali dei marcatori. Gli svantaggi principali di questo protocollo sono

- Difficile rilevazione del sacro, rilevato tramite punto medio tra SIAS, scarsa affidabilità
- Non si preserva la naturalezza del gesto nell’analisi del cammino se il tempo di preparazione è troppo lungo
- Difficile prendere con precisione le misure a lettino in scarico a causa della scarsa affidabilità di strumentazioni. Inoltre, il cammino essendo in carico crea un artefatto
- Oscillazione dei marker (artefatto da tessuto molle)
- Punti di reperi tutti palpabili tranne il sacro
- No affidabilità dei segmenti anatomici per due motivi: sacro su pelvis (non ha distinto le sias), le bacchette si allargano durante le contrazioni muscolari e si muovono per l’impatto con il terreno.

Un altro protocollo molto diffuso è il protocollo CAST (Calibrated Anatomical System Technique) sviluppato nel 1995 presso l’Istituto di Fisiologia Umana dell’Università La Sapienza, Roma, e il Laboratorio di Analisi di Movimento degli Istituti Ortopedici Rizzoli, Bologna.

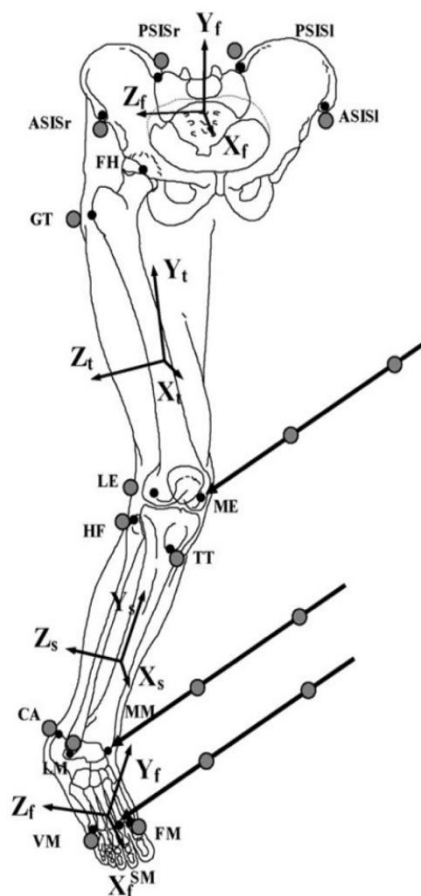
Il protocollo cast propone l’utilizzo di cluster ossia delle placchette di plastica rigida a forma di rombo poste su un segmento su cui si può costruire un sistema

di riferimento tecnico, garantendo la sicurezza che gli assi della placchetta di plastica rimangono fissi e invariati. I cluster sono fissati nei segmenti anatomici tramite una fascia elastica. La rilevazione del sistema di riferimento sul cluster deve essere fatta in statica, senza movimento. In pratica, Cappozzo, trasla il sistema di riferimento, creato dalla terna di laboratorio, sul corpo grazie al cluster.

Calcola le coordinate del sistema di riferimento locale del marcatore rispetto al sistema di riferimento creato a partire dai marker sul cluster; se la placchetta è costruita in modo che gli assi siano ortogonali col prodotto vettoriale trova la terna di riferimento sul cluster. In questo modo sulla placca si ha un centro e gli assi, dopodiché si calcola la distanza tra il sistema di riferimento locale e assoluto. L'obiettivo è appunto quello di mantenere l'ipotesi di un punto rigido.

Il protocollo più recente e di più facile utilizzo, che è stato utilizzato anche nel presente lavoro di tesi è il protocollo IOR-gait (Leardini, Sawacha et al. 2007) che è stato sviluppato presso l'Istituto Ortopedico Rizzoli, Bologna. Questo protocollo ha l'obiettivo di ridurre il tempo di preparazione del paziente e di garantire una miglior definizione dei piani, quindi, ha lo scopo di fondere i vantaggi dei due precedenti protocolli tramite il fissaggio di 22 marcatori cutanei:

- i due margini più anteriori e i due più posteriori delle spine iliache (ASIS, PSIS),
- la prominenza più laterale del grande trocantere (GT)



- e dell'epicondilo laterale (LE),
- la punta prossimale della testa del perone (HF),
- il margine più anteriore della tuberosità tibiale (TT),
- la prominenza laterale del malleolo laterale (LM),
- l'aspetto dell'inserzione del tendine d'Achille sul calcagno (CA),
- i margini dorsali della prima (FM) e della quinta (VM) testa metatarsale.

Il tempo medio totale per la preparazione di un singolo soggetto e la raccolta dei dati è di circa 30 minuti [22].

3.3.2 piattaforme di forza

Sono strumenti costituiti da trasduttori di forza che hanno il principale scopo di misurare le forze di reazione al terreno, il loro compito è quello di rilevare le tre componenti della forza rispetto a un sistema di riferimento di tipo ortogonale.

Le misure di forza sono ottenute grazie alla deformazione del materiale costituente il trasduttore, direttamente proporzionale all'intensità delle forze applicate, il quale genera una variazione delle proprietà elettriche del sensore che invia il segnale che permetterà la misurazione.

Ogni piattaforma è costituita da 4 celle di carico ai 4 angoli e ogni cella a sua volta ha 3 trasduttori ognuno dei quali ha il compito di rilevare una sola delle tre componenti della forza.

I due tipi di trasduttori più utilizzati sono:

- estensimetri o strain gauge: eseguono la conversione di una variazione di lunghezza in un segnale elettrico mediante variazioni della sua resistenza elettrica;
- cristalli piezoelettrici: costituiti da cristalli di quarzo, creano cariche elettriche sulla superficie nel momento in cui vengono sottoposti a sollecitazioni meccaniche (compressione, stiramento, flessione)

3.3.3. pedane di pressione

Sono strumenti che consentono di studiare in che modo la forza generata tra corpo e suolo si distribuisce, in fase statica e durante il cammino, lungo la pianta del piede. Sono costituite da una serie di sensori che sono in grado di misurare la sola componente verticale della forza. Una caratteristica importante dei sensori è la loro risoluzione, essa rappresenta la distanza che intercorre tra i centri di 2 sensori vicini e stabilisce l'accuratezza con la quale vengono ricavate le informazioni. In commercio attualmente esistono due tipi di sensori:

- piezoelettrici: molto simili a quelli utilizzati per le piattaforme di forza precedentemente descritte;
- capacitivi: formati da due armature metalliche contenenti del materiale dielettrico elastico, se sottoposti a pressione lo spazio tra le due armature diminuisce, aumentandone la capacità in modo proporzionale alla forza applicata;
- resistivi: sono formati da due armature metalliche, tra le quali si interpone un materiale conduttivo, con la forza applicata diminuisce la resistenza elettrica in modo inversamente proporzionale; le armature metalliche si possono trovare ognuna in una superficie differente dal materiale conduttivo oppure sullo stesso lato.



Figura 7: pedana di forza [23].

3.4 SOLETTE DI PRESSIONE

Come abbiamo visto nel capitolo precedente, la maggior parte degli infortuni avviene negli arti inferiori alla caviglia e al ginocchio.

Pare ovvio che i vari gesti motori siano gestiti in gran parte dai piedi e l'analisi dei carichi meccanici sui di essi nei diversi sport sembra fondamentale per andare a prevenire le varie tipologie di infortunio.

Le solette di pressione (figura 8) è uno strumento di misura, che dà un valore specifico alle forze di reazioni esistenti tra il soggetto e il terreno, denominate ground reaction forces (GRF).

Per le solette, i sensori possono essere:

- Resistivi: vanno incontro ad isteresi, quindi, devono essere cambiate molto spesso, hanno una data di scadenza. Dopo un po' che sono state usate le solette non danno più informazioni precise sulla pressione. Inoltre, per cicli di carico ripetuti non sono sempre affidabili
- Capacitivi: sono due piastre separate da una gomma comprimibile di materiale dielettrico. Applicando una pressione, le due piastre vengono avvicinate e si riduce la loro capacità (non si verifica il fenomeno dell'isteresi)

Le solette di pressione forniscono dati relativi alla distribuzione delle pressioni plantari, alla forza espressa e al suo punto di applicazione frame per frame, al Centro di Pressione COP e alla superficie di contatto.

Nel lavoro che andremo a presentare più avanti, sono state utilizzate le solette di pressione.

Queste sono più utili nelle acquisizioni svolte direttamente in campo rispetto alle pedane di forza, inoltre, sono meno ingombranti e costose e più facilmente trasportabili e permettono la misurazione, anche se meno accurata, di task motori specifici e per tempi ovviamente più lunghi.

Quindi le solette di pressione sono in grado di misurare le distribuzioni delle pressioni plantari all'interno delle scarpe degli atleti e di controllare localmente i carichi che agiscono tra il piede e la calzatura. [24].



Figura 8: solette di pressione [25].

Il presente lavoro di tesi ha preso in esame un task specifico quale il cambio di direzione dopo un atterraggio, tipico di molti sport di squadra e suscettibile di tanti fattori situazionali che ne possono influenzare l'esecuzione.

I test svolti direttamente in campo, rispetto ai test in laboratorio, vanno a risolvere alcuni limiti tipici dell'ambiente stereotipato del laboratorio classico quali per esempio gli spazi ristretti, la difficoltà nell'eseguire gesti motori più ampi, l'incapacità nella riproduzione completa di tutto il movimento, la maggior difficoltà di muoversi liberamente dovuta alla strumentazione.

Nell'effettuare il gesto motorio in campo, si è visto come il movimento risultasse più naturale e più vicino alle situazioni di gioco permettendo così all'atleta di raggiungere velocità e modalità di esecuzione davvero simili a quelle reali. Inoltre, la superficie in erba ed una calzatura adeguata hanno permesso agli atleti di relazionarsi in un contesto a loro più familiare, esattamente come viene richiesto durante gli allenamenti e le partite.

Il modo migliore per consentire agli atleti di avere questi vantaggi durante la valutazione è utilizzare un sistema di video analysis.

3.5 VIDEO ANALYSIS

Gli strumenti utilizzati per l'analisi del video sono:

- Osservazione diretta
- Videocamera
- Cinepresa
- Macchina fotografica
- Cronometro

- Stereofotogrammetria (evoluzione della fotografia e acquisizione video tramite la rilevazione con punti di repere).

3.6 VIDEO MOTION CAPTURE

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, o 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 successivamente in laboratorio attraverso l’utilizzo di un software in grado di collocare manualmente all’operatore la disposizione spaziale di ciascun punto di interesse per ciascun frame del video precedentemente acquisito

CAPITOLO 4

MATERIALI E METODI

4.1 SOGGETTI

Sono stati coinvolti 28 atleti professionisti che partecipano al campionato nazionale di rugby di serie B. Di questi 28, 16 presentavano un infortunio agli arti inferiori e 12 erano sani.

Le acquisizioni si sono svolte presso i campi da rugby dove la squadra coinvolta svolge abitualmente allenamento.

		Età	Peso	Altezza	BMI	Lato lesione
SANI	MEDIA	22,08	98,66	1,84	29,26	#
	DEV. ST.	2,84	17,07	0,11	4,42	#
INFORTUNATI	MEDIA	24,35	101,24	1,84	29,61	DX 43,75% SX 31,25%
	DEV.ST.	4,36	14,74	0,05	4,09	BILAT 25%

Tabella 2. Dati anagrafici

4.2 SET UP SPERIMENTALE

Sono state posizionate 6 telecamere di tipo *action cam* GoPro Hero 3 con un *frame rate* di 30 fps 4 ai quattro angoli e 2 lateralmente su di un rettangolo di campo da gioco di 8m di larghezza per 15 di lunghezza e al centro dell'area selezionata veniva richiesto ad ogni giocatore di eseguire un atterraggio con cambio di direzione a sorpresa. Un cinesino di riferimento identificava il punto dove doveva essere effettuato il cambio di direzione.

Una volta registrati i video per ogni soggetto per 6 cambi di direzione, 3 a destra e 3 a sinistra, è stato effettuato il tracking dei diversi punti di repere anatomici indentificati tramite tape biadesivo bianco/nero.

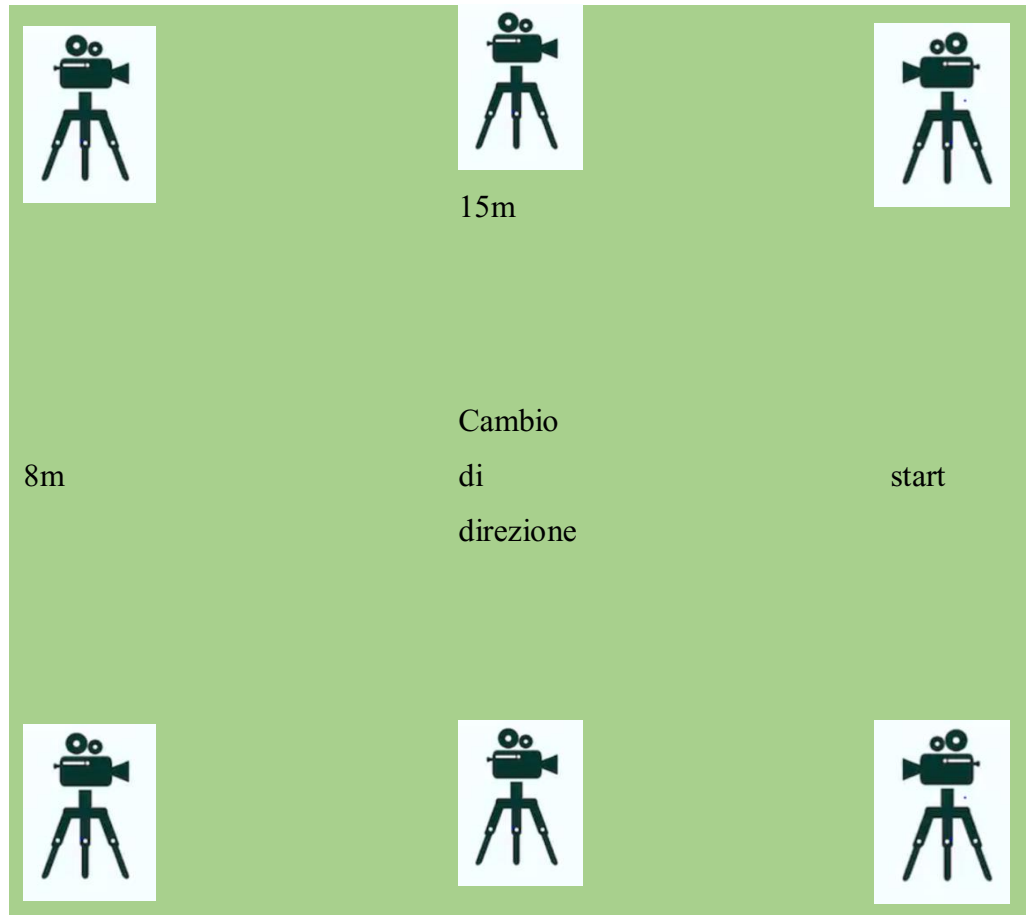


Figura 10 : schema della disposizione delle action cam per l'acquisizione del task

Secondo il protocollo Ior Gait di Leardini, Sawacha et al. 2007, i punti di repere applicati sugli atleti sono:

1. Acromion dx e sx
2. C7
3. L5
4. Spine iliache anteriori e superiori
5. Gran trocanteri
6. Epicondili laterali e mediali
7. Testa dell'omero

8. Tuberosità della fibula
9. Malleoli laterali e mediali
10. Calcagno
11. Primo, secondo e quinto metatarso

In aggiunta, ogni atleta indossava all'interno delle calzature delle solette di pressione Sensor Medica, collocate all'interno delle scarpe per il calcolo delle distribuzioni delle pressioni plantari durante il task motorio.

4.3 TASK MOTORIO: CAMBIO DI DIREZIONE

I cambi di direzione (COD) sono manovre chiave legate a momenti decisivi durante le azioni sportive, ma anche azioni purtroppo, associate ad un più alto rischio di lesioni agli arti inferiori.

Durante la pratica dello sport gli atleti eseguono una vasta gamma di COD, con varie velocità e angolazioni di avvicinamento; per cui, avere la capacità di cambiare direzione in modo sicuro e rapido è di grande importanza.

La biomeccanica dei cambi di direzione dipende dall'angolo, dalla velocità, dai requisiti di decelerazione e riaccelerazione, dal carico dell'articolazione del ginocchio e dall'attività muscolare degli arti inferiori, questi parametri influiscono sull'esecuzione tecnica. Inoltre, i COD più veloci e più nitidi elevano il rischio di lesioni a causa del maggior carico associato all' articolazione del ginocchio (Dos'Santos T et al. 2018) [26].

Nel linguaggio sportivo per cambio di direzione (COD) si intende qualsiasi modificazione della traiettoria di corsa fino ad un massimo di 90°.

Nel momento in cui si superano i 90° si inizierà a parlare di cambio di senso.

Il COD si può suddividere in 4 fasi:

1. Accelerazione iniziale (positiva);
2. Decelerazione preliminare (negativa per ridurre i momenti in gioco durante la fase acuta del COD);
3. Cambio di direzione (accettazione del carico e successiva spinta atta a cambiare direzione della corsa);
4. 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 e dalla capacità fisica del soggetto (controllo neuromuscolare e abilità di produrre forza rapidamente).

Vi sono 3 tipi di cambi di direzione: side-step, split-step e crossover-cut.

Nel nostro studio i soggetti hanno eseguito un Side-step, dove il piede dell'arto in accettazione del carico è il controlaterale al cambio di direzione ed è in posizione lateralmente opposta alla nuova direzione così da creare una maggior forza propulsiva nella direzione voluta; il corpo è orientato nella medesima rotta. La ri-accelerazione deriva dallo stesso arto che prima era in accettazione del carico [27].



Figura 9: side-step.

4.4 SOFTWARE

Una volta acquisiti tutti i dati si è proceduto all'elaborazione degli stessi presso il BioMovLab. Il primo step di elaborazione prevedeva di scaricare tutti i video dalle telecamere, sincronizzarli tra di loro e fare il tracking dei vari punti di repere anatomici tramite un software sviluppato ad hoc chiamato Track on Field; una volta conclusa la fase di tracking si è proceduto ad estrapolare da ogni task analizzato angoli, momenti, forze e pressioni delle articolazioni di anca, ginocchio e caviglia. [28]. Una volta estratte tutte le variabili si è proceduto alla rappresentazione delle stesse sotto forma di box-plot e all'analisi statistica.

4.4 VARIABILI

Sono state estratte per l'arto di spinta per ogni ripetizione del task richiesto le seguenti variabili:

- Angoli articolari massimi di flesso estensione
- Momenti articolari di flessioni-estensioni, abduzione-adduzioni e la loro posizione rispetto al ciclo del gesto
- Forza massima e la sua posizione rispetto al ciclo del gesto
- Pressione massima e la sua posizione rispetto al ciclo del gesto

4.5 STATISTICA

Per confrontare i dati, è stato utilizzato un test statistico non parametrico chiamato Test di Wilcoxon con $p < 0.05$.

CAPITOLO 5

RISULTATI

I risultati ottenuti in questa ricerca a seguito dell'elaborazione dei dati sono stati riportati in appendice.

È stato eseguito un confronto tra i soggetti sani e i soggetti infortunati. I box plot sono rappresentativi: degli angoli articolari (gradi), delle forze espresse (% peso), delle pressioni (% peso) e dei momenti articolari (% peso x altezza) di anca, ginocchio e caviglia, riguardanti il task motorio analizzato.

Per differenziare i due gruppi posti a confronto, si avranno in blu i box relativi ai sani mentre in arancione quelli infortunati.

5.1 CINEMATICA ARTICOLARE COD

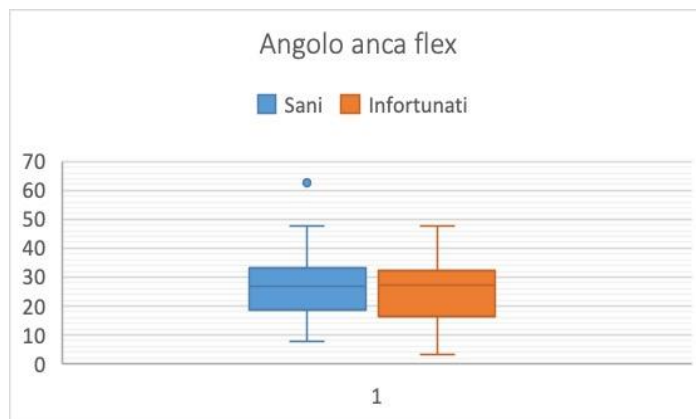


Grafico 1

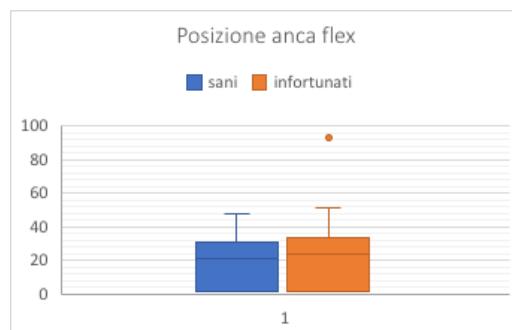


Grafico 2

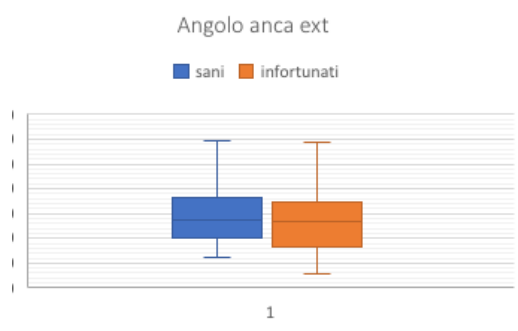


Grafico 3

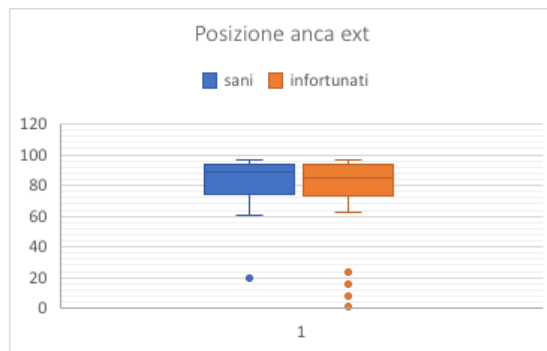


Grafico 4

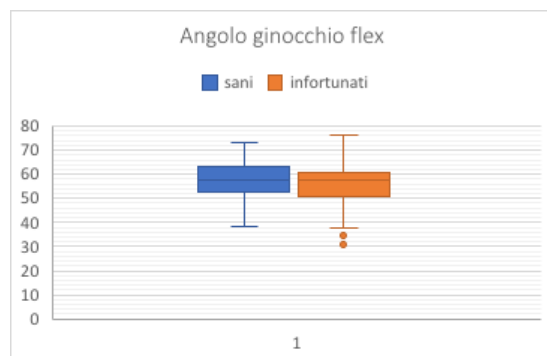


Grafico 5

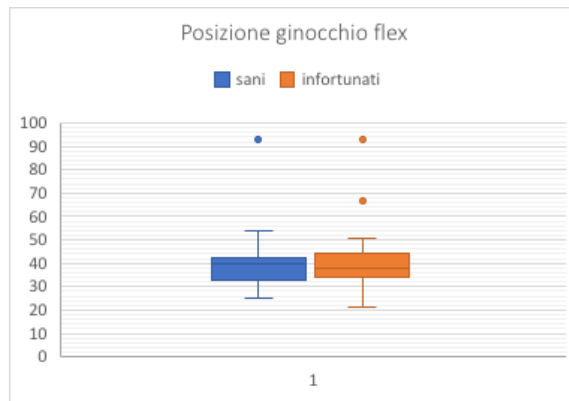


Grafico 6

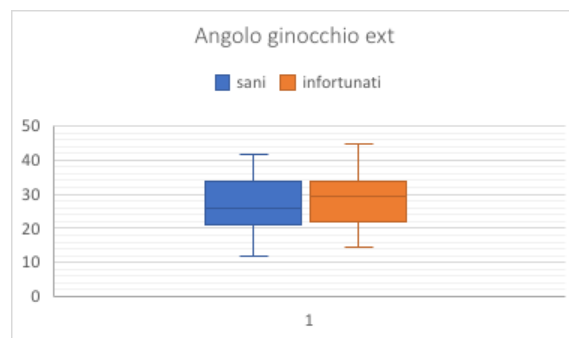


Grafico 7

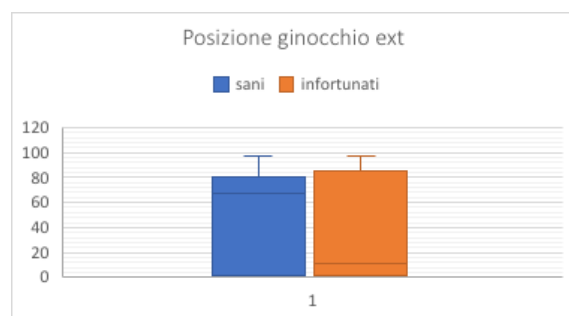


Grafico 8

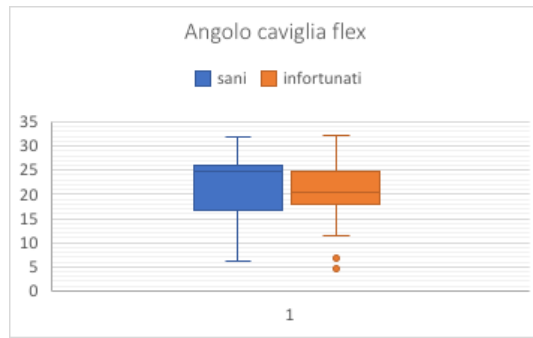


Grafico 9

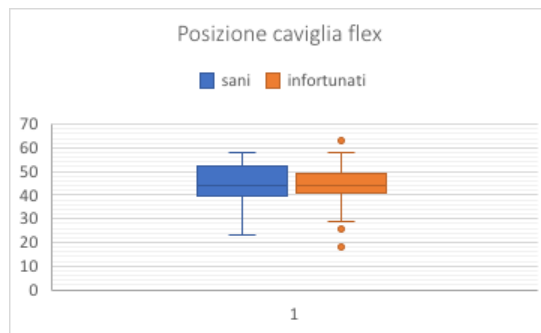


Grafico 10

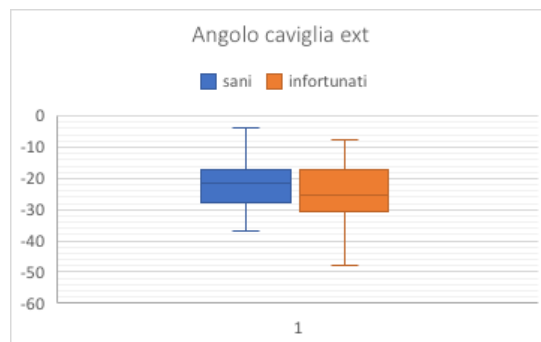


Grafico 11

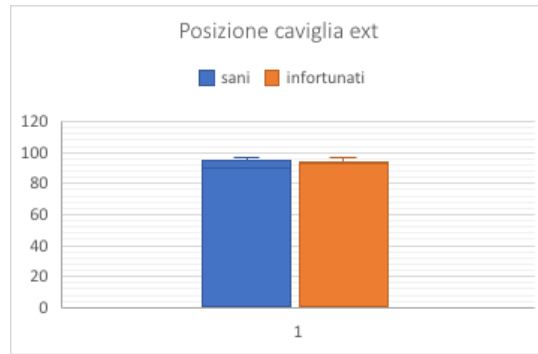


Grafico 12

5.2 FORZE DI REAZIONE AL SUOLO COD

Di seguito sono rappresentati i picchi di forza.

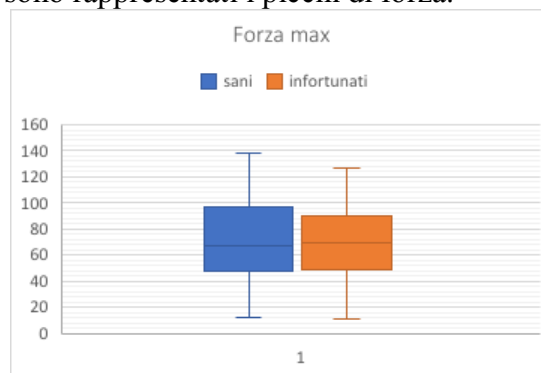


Grafico 1

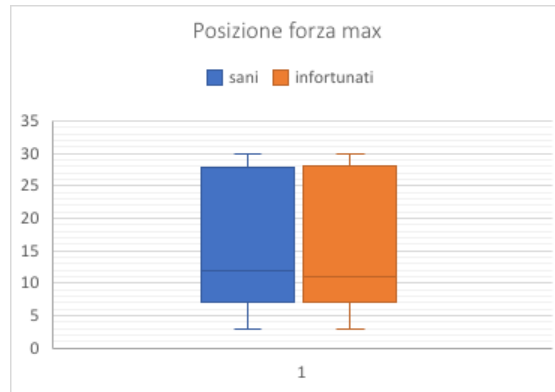


Grafico 2

5.3 MOMENTI ARTICOLARI COD

In appendice A sono riportati tutti i momenti di flessione-estensione, abduzione-adduzione. Di seguito vengono riportati alcuni momenti a titolo di esempio. APPENDICE C

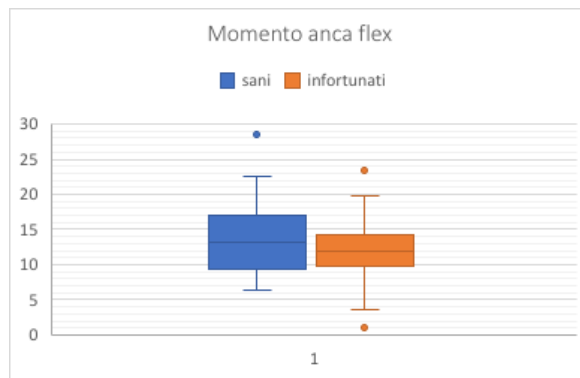


Grafico 1

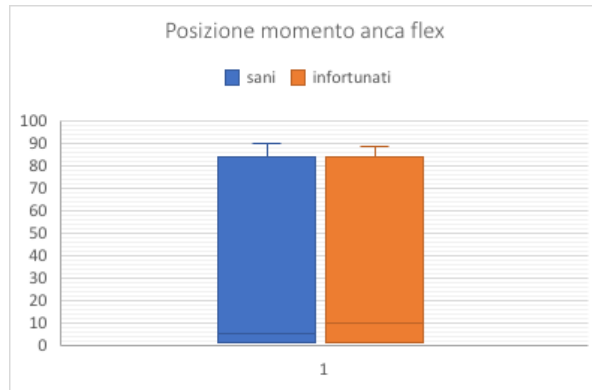


Grafico 2

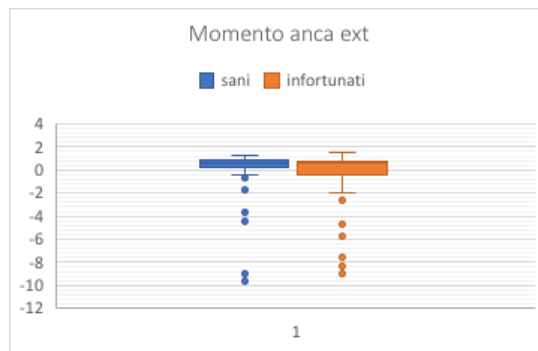


Grafico 3

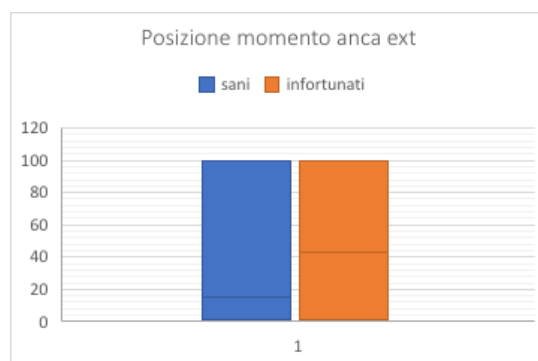


Grafico 4

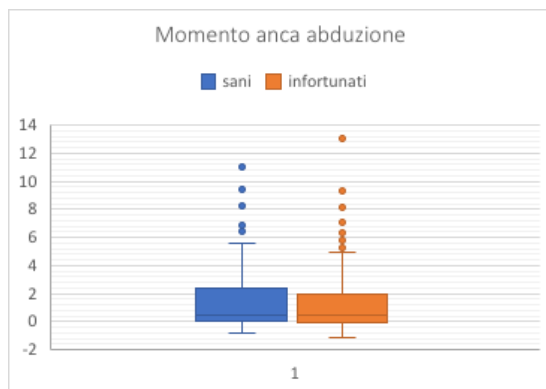


Grafico 5

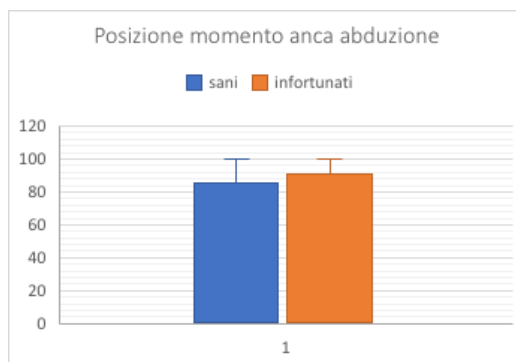


Grafico 6

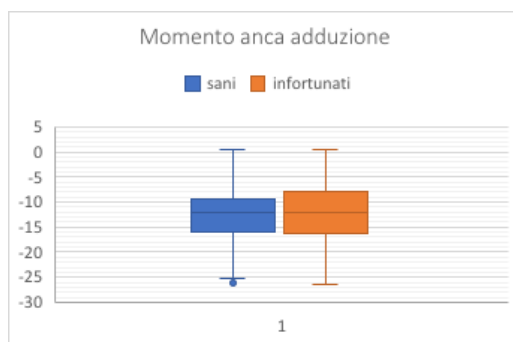


Grafico 7

5.4 PRESSIONI COD

- Di seguito è riportata la pressione massima

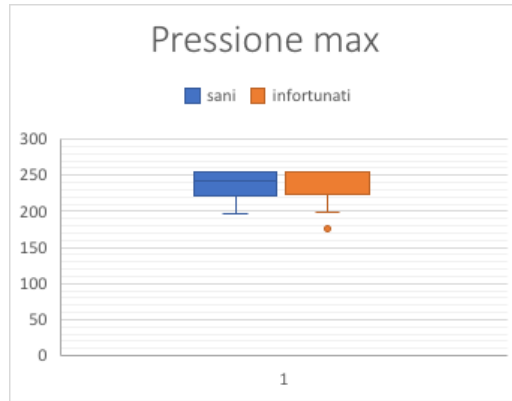


Grafico 1

CAPITOLO 6

DISCUSSIONE E CONCLUSIONE

Questo lavoro di tesi ha avuto come obiettivo principale quello di analizzare in maniera dettagliata una molteplicità di aspetti legati al rischio di infortunio al LCA durante dei cambi di direzione in una squadra di giocatori di rugby. Nei diversi capitoli si è parlato a lungo di quanto questo sia presente in larga scala nei diversi sport di squadra e come i meccanismi ad esso correlati dipendano da diversi fattori e meccanismi specifici.

Gli studi confermano come dei movimenti scorretti, anche in assenza di contatto, siano rischiosi e possano portare facilmente alla rottura del LCA. I risultati ottenuti non hanno evidenziato differenze significative nella modalità di gestione del task ma si possono comunque notare dei trend di esecuzione nelle due popolazioni.

Analizzando i grafici ottenuti si osserva come, a parità di angoli di flessione di ginocchio (grafico n° 1, paragrafo 5.1), i soggetti infortunati abbiano una strategia diversa rispetto ai sani nell'eseguire il movimento: al raggiungimento della massima flessione infatti, nel momento in cui spostano il peso per passare alla fase di spinta, mostrano un reclutamento accentuato dei muscoli estensori (paragrafo 5.3 e APPENDICE A, grafico n°1) che vanno ad opporsi al movimento di flessione e, al fine di stabilizzare l'articolazione, tendono a bloccare il movimento. Questa strategia però risulta meno efficace in quanto la muscolatura dovrebbe favorire il movimento e non contrastarlo e indica come i soggetti infortunati usino la fase di atterraggio per stabilizzare il ginocchio e non lo facciano all'inizio del task come avviene nei soggetti sani. Possiamo pensare che questa sia una strategia conservativa nel post-infortunio dovuta all'insicurezza e alla paura legate all'infortunio stesso.

In termini di momenti di varo valgo del ginocchio si osserva invece una sovrapposizione dei dati nei due gruppi (paragrafo 5.3 e APPENDICE A, grafici n°13, 15). I soggetti infortunati mostrano, sia in fase di spostamento del peso corporeo, che nella fase finale di spinta in uscita dal cambio di direzione, un

reclutamento sincrono dei muscoli adduttori e abduttori di anca e ginocchio nella stessa fase del task (paragrafo 5.3 e APPENDICE A grafico n°5, 6, 7, 8, 13, 14, 15, 16); anche questo va nella direzione di ipotizzare che, i soggetti infortunati, pongano in essere delle strategie atte a preservare il ginocchio da posizioni sfavorevoli ed estreme come ad esempio gli scostamenti medio-laterali che denotano appunto una tenuta incerta dell'articolazione. I soggetti sani, invece, grazie alla rapidità di movimento e alla maggior sicurezza del gesto e delle articolazioni non mostrano atteggiamenti conservativi. In termini di angoli articolari di anca (appendice A grafico n° 1) si osserva che i soggetti infortunati flettono di più e in ritardo in fase di atterraggio rispetto ai soggetti sani, a causa di un minor sviluppo di forza da parte dei muscoli estensori dell'anca (paragrafo 5.3 e APPENDICE A grafici n° 1, 2).

Anche i muscoli abduttori e adduttori dell'anca vengono reclutati in ritardo: i soggetti infortunati infatti li attivano maggiormente alla fine del task mentre i soggetti sani li reclutano in fase di atterraggio (paragrafo 5.3 e APPENDICE A grafico n° 5, 6, 7, 8).

In termini di angoli articolari di caviglia (paragrafo 5.1 grafici n°9, 10, 11, 12), i soggetti infortunati presentano dei gradi di flessione minori dedicando meno tempo alla fase di carico sull'arto di spinta e più tempo alla fase di estensione (paragrafo 5.3 e APPENDICE A grafici n° 17, 18, 19, 20) andando incontro così ad un'esecuzione del gesto che mostra una spinta meno efficace in uscita dal task rispetto a quella del gruppo dei sani. Il controllo della caviglia sul piano medio-laterale, gestito dai muscoli inversori ed eversori, avviene all'inizio del task ed è comparabile nei due gruppi (paragrafo 5.3 e APPENDICE A grafici n° 21, 22, 23, 24)

Dai grafici della forza di reazione al suolo (paragrafo 5.2 grafici n° 1, 2) osserviamo come il picco di forza verticale nei soggetti infortunati sia leggermente più alto e la sua posizione anticipata nel task rispetto al gruppo di soggetti sani; questo potrebbe essere correlato ai ridotti gradi di flessione di ginocchio e caviglia in atterraggio rispetto ai sani.

Confrontando i nostri risultati con la letteratura corrente, in particolare con il lavoro di Grassi et al. del 2017, osserviamo come le strategie indicate siano concordi con quelle che anche noi abbiamo rilevato.

Nel dettaglio una minor forza dei muscoli estensori, flessori e adduttori dell'anca nei soggetti infortunati che porterebbero ad una maggior abduzione e flessione di anca, una minor forza dei muscoli estensori e adduttori accompagnata da una maggior forza dei muscoli flessori e adduttori del ginocchio, porterebbero a maggior flessione e valgismo del ginocchio, infine una minor forza nei muscoli flessori, estensori, inversori e eversori della caviglia, determinerebbe un piede che si presenta pronato ed esternamente ruotato.

Una grande variabilità nei dati riscontrata nel cambio di direzione dei soggetti infortunati, non ha consentito di vedere grosse differenze statisticamente significative, inoltre, il task si presenta con più skills e automaticamente si richiede più coordinazione nel gesto, mettendo i soggetti, non ancora pronti, tremendamente in crisi nell'esecuzione del movimento.

Essendoci quindi tanta variabilità negli atleti infortunati, essi adottano una propria strategia mentre negli atleti sani c'è meno, poiché risultano più sicuri con meno paura.

È interessante come evidenziare solo gli istanti esatti di ogni articolazione di ogni soggetto nel cambio di direzione sia utile per poter identificare il timing dell'esecuzione del task.

Questo potrebbe andare a ridurre le tempistiche di acquisizioni e elaborazioni dati e avere una proposta di indice di rischio affidabile e concreta.

Negli sviluppi futuri sarebbe opportuno aumentare il numero del campione per andare a ridurre la variabilità, così da avere più dati statisticamente significativi per poter identificare coloro che sono a rischio di lesione al LCA e completare lo studio con un protocollo preventivo.

Sarebbe, infine, stimolante capire se inserire un atleta come ostacolo, davanti al cambio di direzione rendendo il task più vicino alla situazione di gioco, possa rilevarsi una mossa vincente per poter prevenire la rottura al legamento crociato anteriore in modo ancora più preciso.

BIBLOGRAFIA

- [1] https://www.epicentro.iss.it/attivita_fisica/epidemiologia-italia
- [2] <https://www.sixtusitalia.it/we-care/infortuni-sportivi>
- [3] <https://www.fisioterapiarubiera.com/anatomia-del-ginocchio/>
- [4] <https://medicinaonline.co/2015/12/31/articolazione-del-ginocchio-come-fatta-quali-sono-le-patologie-i-sintomi-e-gli-esami-da-fare/>
- [5] Arcangelo Pasqualino, Enzo Nesci Vol anatomia umana fondamentale pag 345-356
- [6] <https://www.my-personaltrainer.it/traumatologia-ortopedia/ginocchio.html#208001>
- [7] <https://it.wikipedia.org/wiki/Ginocchio#Funzione>
- [8] Montalvo AM, Schneider DK, Webster KE, Yut L, Galloway MT, Heidt RS Jr, Kaeding CC, Kremcheck TE, Magnussen RA, Parikh SN, Stanfield DT, Wall EJ, Myer GD. Anterior Cruciate Ligament Injury Risk in Sport: A Systematic Review and Meta-Analysis of Injury Incidence by Sex and Sport Classification. *J Athl Train.* 2019 May;
- [9] Pfeifer CE, Beattie PF, Sacko RS, Hand A. RISK FACTORS ASSOCIATED WITH NON-CONTACT ANTERIOR CRUCIATE LIGAMENT INJURY: A SYSTEMATIC REVIEW. *Int J Sports Phys Ther.* 2018 Aug;
- [10] Grassi A, Smiley SP, Roberti di Sarsina T, et al. Mechanisms and situations of anterior cruciate ligament injuries in professional male soccer players: a YouTube-based video analysis. *Eur J Orthop Surg Traumatol.* 2017;

[11] Montgomery C, Blackburn J, Withers D, Tierney G, Moran C, Simms C. Mechanisms of ACL injury in professional rugby union: a systematic video analysis of 36 cases. *Br J Sports Med.* 2018 Aug

[12] Della Villa F, Tosarelli F, Ferrari R, Grassi A, Ciampone L, Nanni G, Zaffagnini S, Buckthorpe M. Systematic Video Analysis of Anterior Cruciate Ligament Injuries in Professional Male Rugby Players: Pattern, Injury Mechanism, and Biomechanics in 57 Consecutive Cases. *Orthop J Sports Med.* 2021 Nov 15;

[13] Krosshaug T, Steffen K, Kristianslund E, Nilstad A, Mok KM, Myklebust G, Andersen TE, Holme I, Engebretsen L, Bahr R. The Vertical Drop Jump Is a Poor Screening Test for ACL Injuries in Female Elite Soccer and Handball Players: A Prospective Cohort Study of 710 Athletes. *Am J Sports Med.* 2016 Apr;

[14] Myer GD, Ford KR, Hewett TE. Tuck Jump Assessment for Reducing Anterior Cruciate Ligament Injury Risk. *Athl Ther Today.* 2008 Sep 1;

[15]

[15] Gribble PA, Hertel J, Plisky P. Using the Star Excursion Balance Test to assess dynamic postural-control deficits and outcomes in lower extremity injury: a literature and systematic review. *J Athl Train.* 2012 May-Jun;

[16] Myer GD, Kushner AM, Brent JL, Schoenfeld BJ, Hugentobler J, Lloyd RS, Vermeil A, Chu DA, Harbin J, McGill SM. The back squat: A proposed assessment of functional deficits and technical factors that limit performance. *Strength Cond J.* 2014 Dec 1

[17] Iida K, Tani H, Kurosawa K. Forms of direction change during walking and effect on movement and reaction time. J Phys Ther Sci. 2020 Dec;

[18] Leppänen M, Parkkari J, Vasankari T, Äyrämö S, Kulmala JP, Krosshaug T, Kannus P, Pasanen K. Change of Direction Biomechanics in a 180-Degree Pivot Turn and the Risk for Noncontact Knee Injuries in Youth Basketball and Floorball Players. Am J Sports Med. 2021 Aug;

[19] Dos'Santos T, Thomas C, Jones PA. The effect of angle on change of direction biomechanics: Comparison and inter-task relationships. J Sports Sci. 2021 Nov;

[20] slide Sawacha, pag 11-12

[21] slide Sawacha, pag 5-10. 20-28

[22] Alberto Leardini, Zimi Sawacha, Gabriele Paolini, Stefania Ingrassio, Roberto Nativo, Maria Grazia Benedetti, A new anatomically based protocol for gait analysis in children, Gait & Posture, Volume 26, Issue 4, 2007.

[23] http://www.medicaltec.it/DEM_PIATTAFORME_FORZA.html

[24] appunti

[25] <https://www.inail.it/cs/Satellite?c=Page&cid=2443089770576&d=68&pageName=Internet%2Fpage%2FpaginaFoglia%2Flayout>

[26] Dos'Santos T, Thomas C, Comfort P, Jones PA. The Effect of Angle and Velocity on Change of Direction Biomechanics: An Angle-Velocity Trade-Off. Sports Med. 2018 Oct;

[27] Dos'Santos, Thomas MSc, CSCS1; Thomas, Christopher MSc, CSCS1,2; Comfort, Paul PhD, CSCS*D1; Jones, Paul A. PhD, CSCS1 Role of the Penultimate Foot Contact During Change of Direction: Implications on Performance and Risk of Injury, Strength and Conditioning Journal: February 2019 – Volume 41 – Issue 1 – p 87-104

[28] <https://it.wikipedia.org/wiki/MATLAB>

APPENDICE

APPENDICE A



Grafico 11

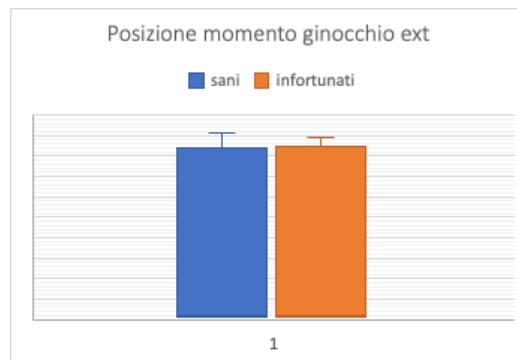


Grafico 12

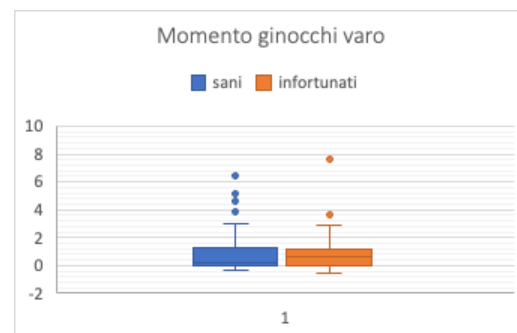


Grafico 13



Grafico 14

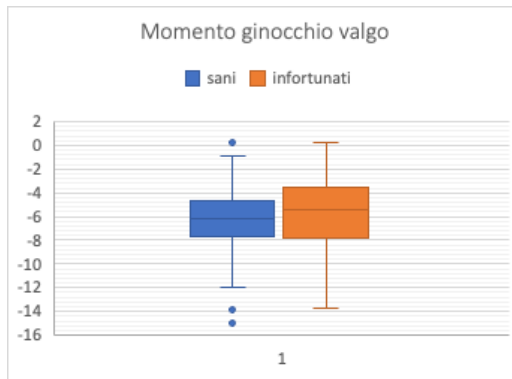


Grafico 15

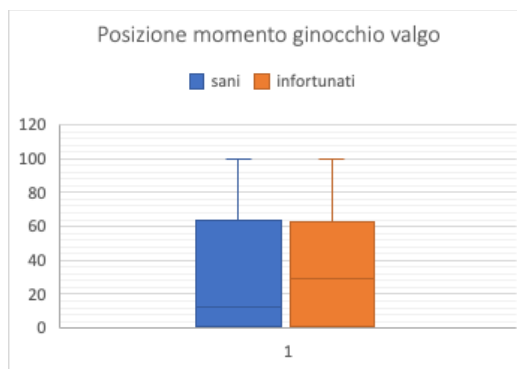


Grafico 16

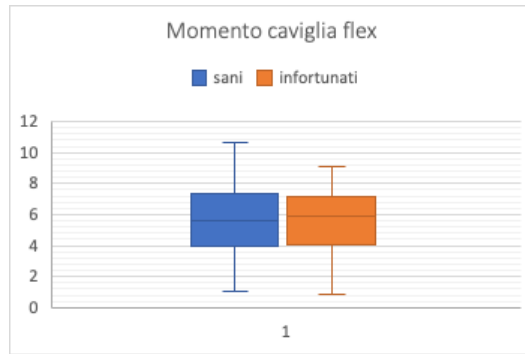


Grafico 17

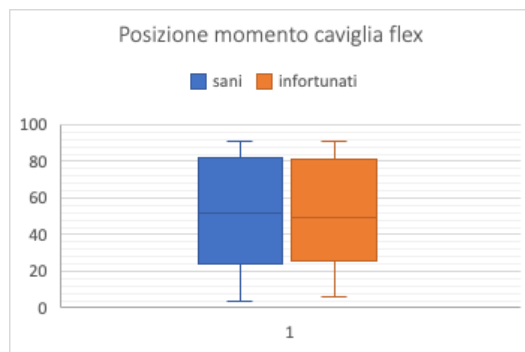


Grafico 18

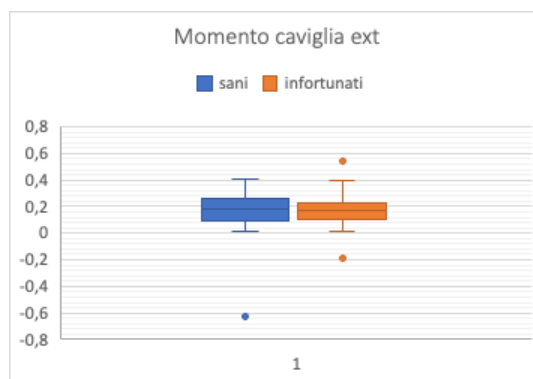


Grafico 19

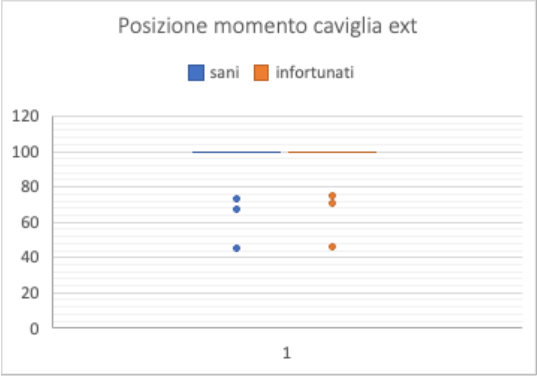


Grafico 20

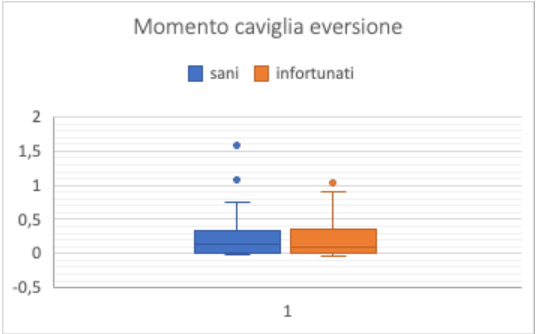


Grafico 21

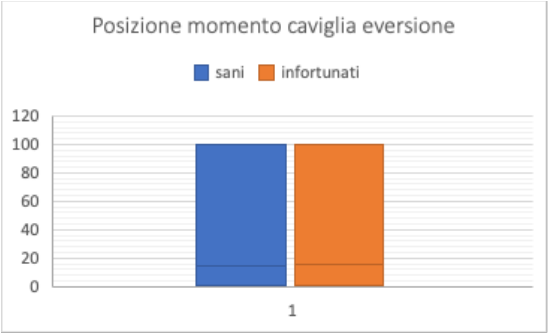


Grafico 22

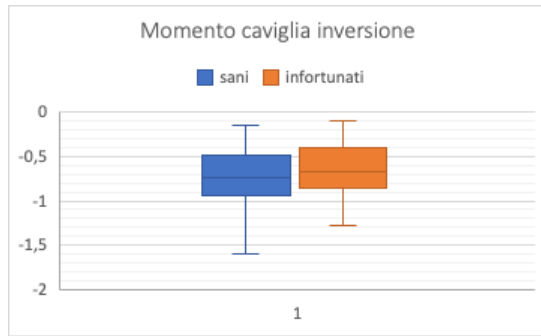


Grafico 23

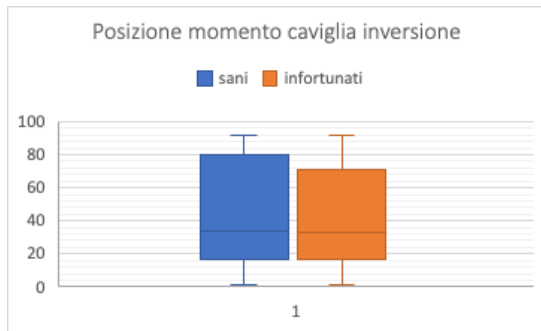


Grafico 24

