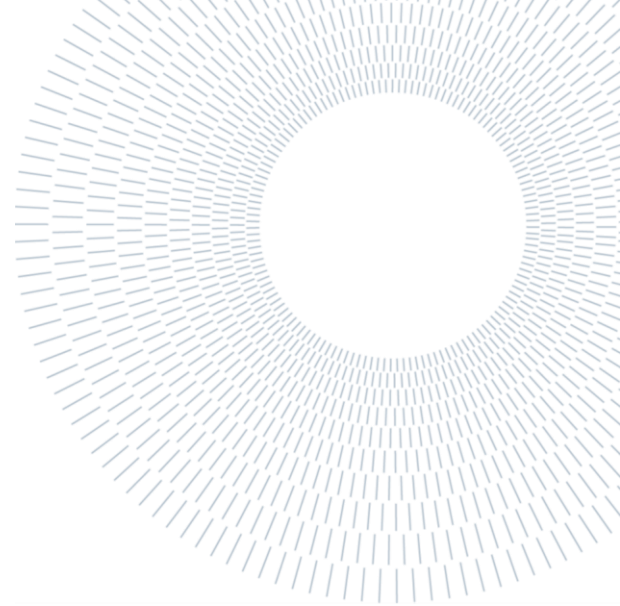




**POLITECNICO
MILANO 1863**

SCUOLA DI INGEGNERIA INDUSTRIALE
E DELL'INFORMAZIONE



EXECUTIVE SUMMARY OF THE THESIS

RICOSTRUZIONE DEL MECCANISMO DI ROTTURA DEL LEGAMENTO

CROCIATO ANTERIORE NELLA PALLACANESTRO D'ÉLITE

TESI MAGISTRALE IN BIOMEDICAL ENGINEERING – INGEGNERIA BIOMEDICA

AUTHORS: SOFIA SPOTTI, SOFIA VICHI

ADVISOR: Prof. MANUELA GALLI

ACADEMIC YEAR: 2020-2021

1. Introduction

The anterior cruciate ligament (ACL) tear is one of the most serious injuries for an athlete, as it requires a rehabilitation period that can last up to 10-12 months [1]. Therefore, it's a great interest for sports clubs to limit this type of injury as much as possible: through the comprehension of its rupture mechanism, it is possible to build personalized preventive training for athletes and thus reduce the incidence of injury.

Studies based on video analysis are already present in the literature, but in a very limited way. The older ones use a qualitative approach, as they estimate joint angles from a simple view of television footages [2]. This methodology has a low reliability, and it's doesn't allow the three-dimension kinematics of the action. Subsequently, a new video-analysis technique called model-based image-matching was introduced, which allows the superimposition of a three-dimensional skeletal model on television footages, but this procedure was used only for the analysis of two case reports. With this technique, the analysis of the joint angles is more accurate and precise [3][4][5].

1.1. Study aim

The objective of this thesis consists in the analysis of the kinematics of the ACL injury mechanism in professional basketball players on a larger sample than those already present, using the MBIM technique and describing the context in which it occurred. In particular, the game situations that led to the injury were considered to highlight any differences. Evaluating a larger number of cases, it's possible to identify different pattern of the lower limbs that lead to the injury. In this way the incidence of the ACL tear can be reduced and therefore also the economic costs that the sport club must support.

2. Material and methods

The sample analyzed included 14 players (11 men and three women) from the most prestigious basketball competitions (NBA, WNBA, EuroLeague). The period of interest is between January 2016 and January 2022.

After having collected information on all the injuries that occurred in this period, only those classified as "indirect contact" and "non-contact" were considered. Those injuries that occurred in the presence of contact with another player on the

injured knee weren't take into consideration because, for these cases, it is not possible to design an effective prevention program.

After the contextualization of the injuries by the collection of information on the player and the moment of injury, the model was built using MBIM. For each player, the ground contact frame (IC: initial contact) and the injury frame (IF: injury frame) were identified from the television footage, and then the other frames of interest were selected (keyframes, one every 0.1 s, for a period of 0.5 s before the IC and 0.3 s after the IC). After the virtual field was built it was possible to calibrate the cameras in each selected keyframe using unique references of the field. Then the skeletal model was imported, and it was scaled and modeled to ensure the best possible overlap with the player's body segments (Figure 1).

Once the movement of the skeleton in space and time was obtained, the joint angles of pelvis, hip, knee, and ankle of both lower limbs were exported through a Python script.



Figure 1: Example of calibration of the court and superimposition of the skeleton model.

3. Results

It occurred how the injuries were well distributed between indirect contact and non-contact (8 and 6 cases respectively) and how indirect contact was concentrated in almost all cases on the upper body. The field area where most injuries occurred is the offensive shooting-area with ball possession.

Athletes at the instant of contact with the ground didn't show a marked difference in the foot strike: there were five cases of contact with the forefoot and five with the heel. The others touched the ground with the lateral part of the foot supinated or pronated.

The kinematic analysis was carried out by dividing the injuries into four categories that represent the main movement patterns that lead to ACL injury in basketball: arrest, landing and sidestep.

4. Discussion

This work has shown how different movements, with different angular values, lead all to the same type of injury; it is therefore important to classify and analyze the game situations separately.

It then emerged that the sidestep is the situation with the greatest risk of injury as it exacerbates the angular configuration typical of anterior cruciate ligament injury: extrarotation (30.2°) and abduction of the hip, flexed (18.2°) and slightly valgus (5.6°) knee and pronation of the ankle (6.9°) (Figure 2).

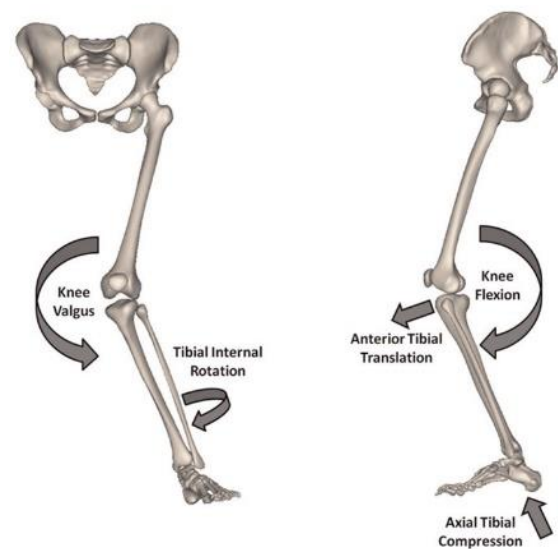


Figure 2: Most common pattern of no-contact ACL injury

5. Conclusion

Through the model-based image-matching technique, it was possible to reconstruct the three-dimensional kinematics of injuries with good accuracy. The results of this study are shown in Figure 3, Figure 4, Figure 5, Figure 6, Figure 7, Figure 8. By expanding this study, it will be possible to improve the statistical value and therefore define more precise and timely patterns that allow the construction of ad hoc prevention programs,

reducing the number of injuries and the associated costs.

It is therefore essential to work on the capacity of the player to learn how to react in dangerous situations thanks to small anticipatory measures (feed-forward system) by which it is easier to restore balance and keep the forces at play within physiological limits.

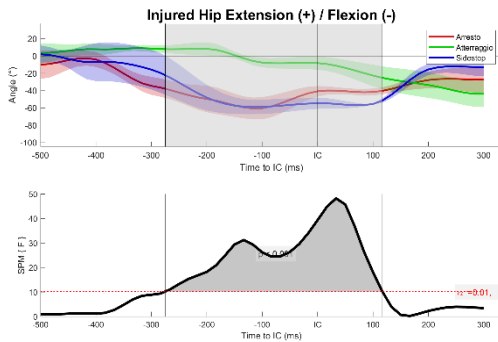


Figure 3: Flexion and extension of the hip, injured part.

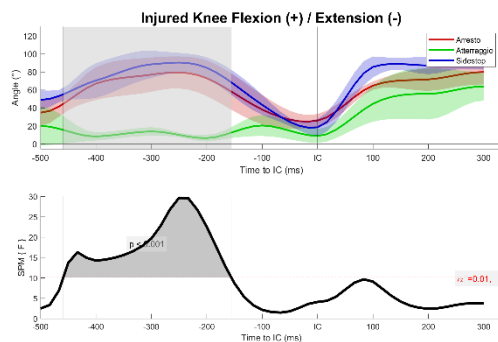


Figure 4: Flexion and extension of the injured knee.

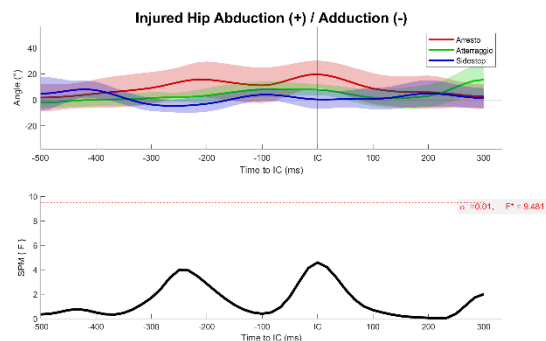


Figure 5: Abduction and adduction of the hip, injured part.

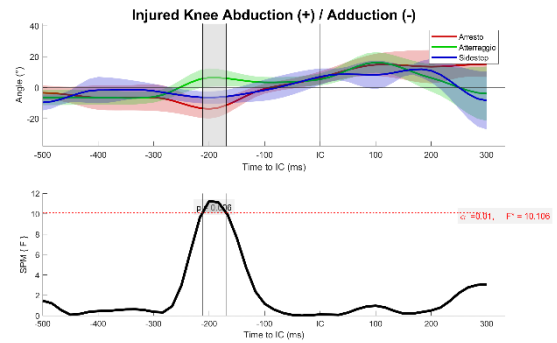


Figure 6: Abduction and adduction of the injured knee.

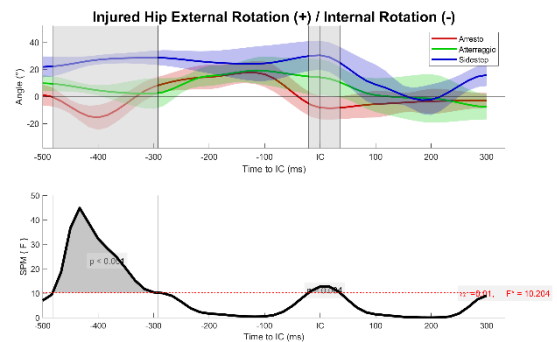


Figure 7: Internal and external rotation of the hip, injured part.

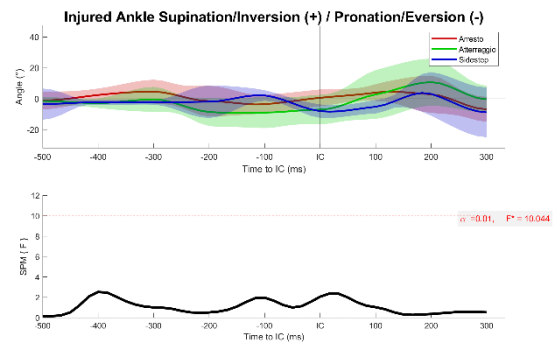


Figure 8: Supination and pronation of the ankle, injured part.

6. Acknowledgements

The authors are grateful to Dr. Ing. Matteo Zago and Ing. Susanna Stillavato for their help.

What are the new findings of the study?

There can be created preventive programs that should focus on particular exercises capable of training the players to work in presence of perturbations, especially the ones affecting the upper part of the body.

What can be a future clinical implication?

- The importance of classifying and analyzing the injuries based on the different mechanisms that a player is used to do on the basketball court.
- The sidestep is the most dangerous pattern because it exacerbates the joint configurations typical of anterior cruciate ligament rupture.

handball and basketball," *Am. J. Sports Med.*, vol. 38, no. 11, pp. 2218–2225, 2010.

References

- [1] J. D. Harris *et al.*, "Return-to-Sport and Performance After Anterior Cruciate Ligament Reconstruction in National Basketball Association Players," *Sports Health*, vol. 5, no. 6, pp. 562–568, 2013.
- [2] T. Krosshaug *et al.*, "Mechanisms of anterior cruciate ligament injury in basketball: Video analysis of 39 cases," *Am. J. Sports Med.*, vol. 35, no. 3, pp. 359–367, 2007.
- [3] T. Krosshaug and R. Bahr, "A model-based image-matching technique for three-dimensional reconstruction of human motion from uncalibrated video sequences," *J. Biomech.*, vol. 38, no. 4, pp. 919–929, 2005.
- [4] T. Krosshaug, J. R. Slauterbeck, L. Engebretsen, and R. Bahr, "Biomechanical analysis of anterior cruciate ligament injury mechanisms: Three-dimensional motion reconstruction from video sequences," *Scand. J. Med. Sci. Sport.*, vol. 17, no. 5, pp. 508–519, 2007.
- [5] H. Koga *et al.*, "Mechanisms for noncontact anterior cruciate ligament injuries: Knee joint kinematics in 10 injury situations from female team

POLITECNICO DI MILANO

Scuola di Ingegneria Industriale e dell'Informazione

Corso di Laurea Magistrale in Ingegneria Biomedica



**RICOSTRUZIONE DEL MECCANISMO DI ROTTURA DEL
LEGAMENTO CROCIATO ANTERIORE NELLA
PALLACANESTRO D'ÉLITE**

Relatore: Prof.ssa Manuela Galli

Correlatore: Dr. Matteo Zago

Tesi di laurea di:

Sofia Spotti 952977

Sofia Vichi 944719

Anno accademico 2020/2021

Indice

Indice delle figure.....	5
Indice delle tabelle.....	8
Lista delle sigle utilizzate.....	9
Sommario.....	11
Abstract.....	14
Capitolo 1 - Introduzione.....	16
1.1. Anatomia del ginocchio.....	18
1.2. Cinematica del ginocchio	26
1.3. Infortunio al legamento crociato anteriore.....	28
1.3.1. Epidemiologia nel basket professionistico	29
1.3.2. Meccanismo di infortunio	29
1.3.3. Gestione clinica.....	31
1.3.4. Fattori di rischio	32
1.3.5. Differenze di genere	33
1.4. Video analisi degli infortuni	35
1.4.1. Video analisi in due dimensioni	35
1.4.2. Model-based image-matching (MBIM)	38
1.5. Obiettivo della tesi.....	41
Capitolo 2 - Materiali e metodi.....	42
2.1. Disegno dello studio.....	42
2.2. Identificazione degli infortuni.....	42
2.2.1. Analisi video	43
2.3. Model – based image – matching technique	46

2.4.	Estrazione degli angoli articolari.....	49
2.5.	Analisi statistica.....	51
Capitolo 3 - Risultati.....		53
3.1.	Pattern situazionale.....	55
3.2.	Meccanismo d'infortunio.....	58
3.3.	Cinematica articolare.....	60
3.3.1.	Analisi della cinematica articolare del bacino.....	60
3.3.2.	Analisi della cinematica articolare dell'anca.....	62
3.3.3.	Analisi della cinematica articolare del ginocchio.....	65
3.3.4.	Analisi della cinematica articolare della caviglia.....	70
Capitolo 4 - Discussione.....		74
4.1.	Pattern d'infortunio.....	74
4.2.	Cinematica articolare.....	75
4.3.	Confronto tra situazioni di gioco.....	81
4.4.	Limitazioni dello studio.....	83
4.5.	Sviluppi futuri.....	84
4.6.	Conclusione.....	84
Bibliografia		87

Indice delle figure

Figura 1: Anatomia del ginocchio (Anastasi, 2010).	19
Figura 2: Muscolatura della parte anteriore del ginocchio (Anastasi, 2010).	20
Figura 3: Legamenti collaterali e crociati dell'articolazione del ginocchio, vista frontale, ginocchio destro (Perugia et al., 1985).	21
Figura 4: a) Dissezione del ginocchio destro, vista frontale. LFC: condilo latero-femorale, MFC: condilo medio-femorale, ML: menisco laterale, MCL: legamento collaterale mediale, LCL: legamento collaterale laterale, PT: tendine popliteo, 1: ACL, 2: legamento menisco-femorale anteriore, 3: legamento crociato posteriore. b) Vista postero-mediale (Smiegielski et al., 2016).	22
Figura 5: Visuale frontale di un ginocchio sinistro, in cui si vede il LCA all'interno della fossa intercondiloidea. La lunghezza media è pari a 32 mm (range: 22 - 41 mm) e la larghezza media è di 10 mm (range: 7 - 12 mm) (Duthon et al., 2006).	23
Figura 6: Disposizione gerarchica delle fibre di collagene nel legamento (Sensini et al., 2018).	25
Figura 7: Movimenti di rotolamento e scivolamento del condilo femorale. A) Puro rotolamento: il femore rotola al di fuori del plateau tibiale prima che l'estensione sia completa. B) Puro scivolamento: il femore urta posteriormente il plateau tibiale prima che l'estensione sia completa. C) Combinazione di rotolamento e scivolamento del condilo femorale che permette l'estensione completa (riadattata da Smith et al., 2003).	27
Figura 8: Meccanismo della rottura del LCA. A) Ginocchio scarico. B) Quando si applica un carico in valgo, il legamento collaterale mediale si tende e si genera un carico di compressione. C) A causa di tale carico e della forza generata dalla contrazione del quadricipite, il condilo femorale laterale si sposta posteriormente mentre la tibia trasla anteriormente e ruota internamente provocando la rottura del legamento crociato. D) Con la torsione del LCA viene a mancare il vincolo che impediva la traslazione anteriore della tibia, causando lo spostamento all'indietro del condilo femorale mediale e facendo così ruotare esternamente la tibia. (Koga, 2010).	31
Figura 9: Andamento del carico di lavoro una stagione prima e una stagione dopo l'infortunio per (A) partite giocate e (B) minuti per partita. Il "revision group" comprende i giocatori che hanno subito una ri-rottura del legamento (Lafi et al., 2020).	32
Figura 10: Differenza dell'angolo Q tra uomo e donna.	34

Figura 11: Esempio di analisi di angoli articolari tramite il software Kinovea (Fernandez-Gonzalez, 2020).	35
Figura 12: Sequenza d'infortunio in tre frame, vista latero-posteriore (sinistra) e dorsale (Schilaty et al., 2017).	36
Figura 13: Linee guida per il calcolo degli angoli articolari nel contatto iniziale con il terreno (Hewett et al., 2009).	37
Figura 14: Esempio di calibrazione delle telecamere e modellizzazione dello scheletro (Krosshaugh et al., 2005).	39
Figura 15: Divisione proposta del campo da gioco. Sono state individuate tre zone a loro volte suddivise in aree: zona d'attacco (aree 1, 2, 3), zona di difesa (aree 4, 5, 6) e zona di transizione (aree 7,8).	45
Figura 16: Calibrazione della telecamera. È possibile notare come le linee tratteggiate del campo virtuale si sovrappongano a quelle del campo reale.	46
Figura 17: Modello scheletrico utilizzato nel presente lavoro. Su ogni articolazione è presente un elemento piramidale, attraverso il quale è possibile modificare l'orientazione delle stesse.	47
Figura 18: Diagramma a blocchi della procedura di analisi descritta in questo capitolo.	50
Figura 19: Grafici prodotti dallo script di Matlab, nell'esempio relativo alla rotazione del ginocchio. Il pannello superiore mostra la cinematica articolare media dell'articolazione per le situazioni di gioco di arresto, atterraggio e sidestep nell'intervallo di tempo considerato; quello in basso rappresenta l'output statistico scalare $SPM\{F\}$	52
Figura 20: Schema di inclusione ed esclusione dei casi considerati.	54
Figura 21: Distribuzione spaziale degli infortuni al legamento crociato anteriore analizzati.	58
Figura 22: Cinematica articolare del bacino nel piano sagittale.	61
Figura 23: Cinematica articolare del bacino nel piano frontale.	61
Figura 24: Cinematica articolare dell'anca nel piano sagittale dell'arto sano e infortunato.	63
Figura 25: Cinematica articolare dell'anca nel piano frontale dell'arto sano e infortunato.	64
Figura 26: Cinematica articolare dell'anca nel piano trasversale dell'arto sano e infortunato.	65
Figura 27: Cinematica articolare del ginocchio nel piano sagittale dell'arto sano e infortunato.	67

Indice delle figure

Figura 28: Cinematica articolare del ginocchio nel piano frontale dell'arto sano e infortunato.....	68
Figura 29: Cinematica articolare del ginocchio nel piano trasversale dell'arto sano e infortunato.....	69
Figura 30: Cinematica articolare della caviglia nel piano sagittale dell'arto sano e infortunato.....	71
Figura 31: Cinematica articolare della caviglia nel piano frontale dell'arto sano e infortunato.....	72
Figura 32: Cinematica articolare della caviglia nel piano trasversale dell'arto sano e infortunato.....	73
Figura 33: Valori angolari dell'anca lato infortunato trovati da Krosshaug nel 2007.	76
Figura 34: Valori angolari del ginocchio infortunato trovati da Krosshaug nel 2007	76
Figura 35: Risultati ottenuti da Koga nel 2010 per l'articolazione del ginocchio infortunato nel piano sagittale. Le curve relative ai casi di pallacanestro sono la numero 6, 7 e 8.	77
Figura 36: Risultati ottenuti da Koga nel 2010 per l'articolazione del ginocchio infortunato nel piano frontale. Le curve relative ai casi di pallacanestro sono la numero 6, 7 e 8.....	78
Figura 37: Risultati ottenuti da Koga nel 2010 per l'articolazione del ginocchio infortunato nel piano trasversale. Le curve relative ai casi di pallacanestro sono la numero 6, 7 e 8..	78
Figura 38: Risultati ottenuti da Koga nel 2017 per l'articolazione dell'anca, lato infortunato. La curva rappresenta una media tra i 10 casi analizzati comprensivi di basket e pallamano.	79
Figura 39: Risultati ottenuti da Koga nel 2017 per l'articolazione della caviglia, lato infortunato. La curva rappresenta una media tra i 10 casi analizzati comprensivi di basket e pallamano.	80
Figura 40: Meccanismo di infortunio al LCA da non contatto (Levine et al., 2013).....	82

Indice delle tabelle

Tabella 1: Confronto tra le performance dei giocatori pre e post ricostruzione del legamento crociato anteriore. Con All Stars si intendono i giocatori che partecipano all'All Star Game, un evento spettacolare della stagione NBA; i giocatori partecipanti sono eletti dai tifosi (Harris et al., 2013).....	17
Tabella 2: Errore quadratico medio e differenza massima nella cinematica articolare (°) di anca e ginocchio dell'arto di supporto tra il sistema optoelettronico e la MBIM technique per le sette combinazioni di utilizzo delle telecamere. Le massime differenze sono mostrate in parentesi (Krosshaug et al., 2005).....	40
Tabella 3: Caratteristiche anagrafiche, fisiche, di gioco e di infortunio del campione di giocatori studiato.	45
Tabella 4: Convenzioni degli angoli articolari utilizzati su Blender (RASI: right anterior superior iliac spine; LASI: left anterior superior iliac spine).	48
Tabella 5: Pattern situazionale negli infortuni al legamento crociato anteriore valutati in questo studio.	57
Tabella 6: Parametri del meccanismo di infortunio nel campione analizzato (n=14).	60

Lista delle sigle utilizzate

NBA: National Basketball Association

WNBA: Women's National Basketball Association

LCA: Legamento crociato anteriore

LCM: Legamento collaterale mediale

LCL: Legamento collaterale laterale

LCP: Legamento crociato posteriore

ECM: matrice extra-cellulare

AMB: AnteroMedial Bundle

PLB: PosteroLateral Bundle

LASI: Left Anterior Superior Iliac spine

RASI: Right Anterior Superior Iliac spine

BMI: Body mass index

MBIM: Model based image matching

FIBA: International Basketball Federation

IC: Initial contact

IF: Injury frame

STD: Standard deviation

SPM: Statistical Parametric Mapping

Sommario

Introduzione: l'infortunio al legamento crociato anteriore (LCA) è uno dei più gravi severi per un atleta, in quanto richiede un periodo di riabilitazione che può arrivare anche a 10-12 mesi. È quindi di forte interesse per i club sportivi limitare quanto possibile questo tipo di infortunio: grazie alla conoscenza del meccanismo di rottura è possibile costruire allenamenti personalizzati di prevenzione per gli atleti e diminuire così l'incidenza di infortunio.

Gli studi in questa direzione basati su video-analisi sono già presenti in letteratura, seppur in maniera molto limitata. Quelli meno recenti utilizzano un approccio qualitativo, in quanto stimano gli angoli articolari tramite semplice ispezione visiva delle riprese televisive. Successivamente è stata introdotta una nuova tecnica di video-analisi denominata *model-based image-matching* (MBIM), la quale permette la sovrapposizione di un modello scheletrico tridimensionale sulle riprese televisive, procedura utilizzata finora solo per l'analisi di due case report. Con questa tecnica l'analisi degli angoli articolari risulta essere più accurata e precisa.

Obiettivo della tesi: l'obiettivo del presente elaborato consiste nell'analisi della cinematica del meccanismo di infortunio del LCA nei giocatori professionisti pallacanestro su un campione più ampio di quelli già presenti, utilizzando la tecnica MBIM e descrivendo anche il contesto in cui l'infortunio si verifica. In particolare, sono state considerate le diverse situazioni di gioco e i pattern situazionali che hanno condotto all'infortunio per evidenziare eventuali differenze.

Materiali e metodi: il campione analizzato comprende 14 giocatori (11 uomini e tre donne) facenti parte delle competizioni più prestigiose della pallacanestro (NBA, WNBA, EuroLega). Il periodo di monitoraggio sistematico degli infortuni è compreso tra Gennaio 2016 e Gennaio 2022.

Dopo aver raccolto informazioni su tutti gli infortuni avvenuti in questo lasso di tempo, sono stati considerati solamente quelli classificati come "da contatto indiretto" e "da non-contatto", escludendo quindi quelli avvenuti in presenza di contatto con un altro giocatore sul ginocchio infortunato, in quanto per questi casi non è possibile costruire un programma di allenamento preventivo efficace.

Contestualizzati gli infortuni tramite la raccolta di alcune informazioni sul giocatore e sul momento di infortunio, si è proceduto alla costruzione del modello tramite la MBIM. Per ogni giocatore sono stati individuati dalle riprese televisive il frame di contatto al terreno (*IC: initial contact*) e il frame di infortunio (*IF: injury frame*), per poi scegliere gli altri frame di interesse (*keyframes*, uno ogni 0.1 s, per un periodo di 0.5 s prima dell'IC e 0.3 s dopo l'IC). Successivamente è stato costruito il campo virtuale per procedere poi alla calibrazione delle telecamere in ogni *keyframe* scelto utilizzando riferimenti univoci del campo. Quindi è stato importato il modello scheletrico, il quale è stato scalato e modellizzato per garantire la miglior sovrapposizione possibile con i segmenti corporei del giocatore.

Una volta ottenuto il movimento dello scheletro nello spazio e nel tempo, sono stati esportati gli angoli articolari tridimensionali delle articolazioni di interesse, ovvero bacino, anca, ginocchio e caviglia di entrambi gli arti inferiori attraverso uno script Python.

Risultati: si è osservato come gli infortuni fossero ben distribuiti tra contatto indiretto e non contatto (8 e 6 casi rispettivamente) e come il contatto indiretto fosse concentrato nella quasi totalità dei casi sulla parte superiore del corpo. La zona di campo in cui si è verificata la maggioranza degli infortuni è l'area di tiro offensiva e con possesso di palla.

Gli atleti all'istante di contatto con il terreno non hanno evidenziato una marcata differenza d'appoggio: ci sono stati cinque casi di contatto con avampiede e cinque di tallone. Il restante ha toccato il terreno con la parte laterale del piede supinata o pronata.

L'analisi cinematica è stata svolta suddividendo gli infortuni in quattro categorie che rappresentano i pattern di movimento principali che portano ad infortunio al LCA nella pallacanestro: arresto, atterraggio e *sidestep*.

Discussione: il presente lavoro ha mostrato come movimenti diversi, con valori angolari differenti, portino tutti allo stesso tipo di infortunio; risulta quindi importante classificare ed analizzare separatamente le situazioni di gioco.

È emerso poi come il cambio di direzione sia la situazione con maggior rischio d'infortunio in quanto estremizza la configurazione angolare tipica della lesione al legamento crociato anteriore: anca extraruotata (30.2°) e abdotta, ginocchio flessso (18.2°) e leggermente valgo (5.6°) e caviglia pronata (6.9°).

Attraverso la tecnica di model-based image-matching si è riusciti a ricostruire la cinematica tridimensionale d'infortunio con una buona accuratezza. Ampliando questo

Sommario

studio si potrà migliorare la valenza statistica e perciò definire pattern più precisi e puntuali che permettano di costruire programmi di prevenzione ad hoc riducendo i casi d'infortunio e i costi ad esso annessi.

È quindi fondamentale lavorare sulla capacità di risposta del giocatore in modo che il corpo impari a reagire in situazioni di pericolo grazie a piccoli accorgimenti anticipatori (sistema di feed-forward) coi quali risulta più semplice ristabilire l'equilibrio e mantenere le forze in gioco entro i limiti fisiologici.

Abstract

Introduction: the anterior cruciate ligament tear is one of the most serious injuries for an athlete, as it requires a rehabilitation period that can last up to 10-12 months. Therefore, it's a great interest for sports clubs to limit this type of injury as much as possible: through the comprehension of its rupture mechanism, it is possible to build personalized preventive training for athletes and thus reduce the incidence of injury.

Studies based on video analysis are already present in the literature, but in a very limited way. Older ones use a qualitative approach, as they estimate joint angles from a simple view of television footages. Subsequently, a new video-analysis technique called model-based image-matching was introduced, which allows the superimposition of a three-dimensional skeletal model on television footages, but this procedure was used only for the analysis of two case reports. With this technique, the analysis of the joint angles is more accurate and precise.

Study aim: the objective of this thesis consists in the analysis of the kinematics of the LCA injury mechanism in professional basketball players on a larger sample than those already present, using the MBIM technique and describing the context in which it occurred. In particular, the game situations that led to the injury were considered to highlight any differences.

Materials and methods: the sample analyzed includes 14 players (11 men and three women) from the most prestigious basketball competitions (NBA, WNBA, EuroLega). The period of interest is between January 2016 and January 2022.

After having collected information on all the injuries that occurred in this period, only those classified as "indirect contact" and "non-contact" were considered. Those injuries that occurred in the presence of contact with another player on the injured knee weren't take into consideration because, for these cases, it is not possible to create an effective preventive training program.

After the contextualization of the injuries by the collection of information on the player and the moment of injury, the model was built using MBIM. For each player, the ground contact frame (IC: initial contact) and the injury frame (IF: injury frame) were identified from the television footage, and then the other frames of interest were selected (keyframes, one every 0.1 s, for a period of 0.5 s before the IC and 0.3 s after the IC). After the virtual field was

Abstract

built it was possible to calibrate the cameras in each selected keyframe using unique references of the field. Then the skeletal model was imported, and it was scaled and modeled to ensure the best possible overlap with the player's body segments.

Once the movement of the skeleton in space and time was obtained, the joint angles of pelvis, hip, knee and ankle of both lower limbs were exported through a Python script.

Results: it occurred how the injuries were well distributed between indirect contact and non-contact (8 and 6 cases respectively) and how indirect contact was concentrated in almost all cases on the upper body. The field area where most injuries occurred is the offensive shooting-area with ball possession.

Athletes at the instant of contact with the ground didn't show a marked difference in the foot strike: there were five cases of contact with the forefoot and five with the heel. The others touched the ground with the lateral part of the foot supinated or pronated.

The kinematic analysis was carried out by dividing the injuries into four categories that represent the main movement patterns that lead to ACL injury in basketball: arrest, landing and sidestep.

Discussion: this work has shown how different movements, with different angular values, lead all to the same type of injury; it is therefore important to classify and analyze the game situations separately.

It then emerged that the sidestep is the situation with the greatest risk of injury as it exacerbates the angular configuration typical of anterior cruciate ligament injury: extrarotation (30.2°) and abduction of the hip, flexed (18.2°) and slightly valgus (5.6°) knee and pronation of the ankle (6.9°).

Through the model-based image-matching technique, it was possible to reconstruct the three-dimensional kinematics of injuries with good accuracy. By expanding this study, it will be possible to improve the statistical value and therefore define more precise and timely patterns that allow the construction of ad hoc prevention programs, reducing the number of injuries and the associated costs.

It is therefore essential to work on the capacity of the player to learn how to react in dangerous situations thanks to small anticipatory measures (feed-forward system) by which it is easier to restore balance and keep the forces at play within physiological limits.

Capitolo 1 - Introduzione

Il basket è uno degli sport più giocati al mondo, infatti viene praticato da 450 milioni di persone nel mondo a diversi livelli, di cui 24 milioni solamente negli Stati Uniti. Inoltre sono 213 gli stati che possiedono una lega di professionisti e una nazionale. La pallacanestro è in continua evoluzione, è sempre più seguita e praticata, soprattutto dalle nuove generazioni, ed enfatizza soprattutto velocità e potenza dei giocatori¹.

La natura stessa della disciplina, che prevede frequentemente azioni di contatto tra i giocatori e comprende movimenti quali atterraggi, cambi di direzione, salti e torsioni, è la ragione principale dei diversi infortuni che la caratterizzano. Nel basket professionistico americano - NBA (National Basketball Association) e WNBA (Women's National Basketball Association) - i più comuni sono quelli che colpiscono gli arti inferiori (59.6% di tutti gli infortuni) che comportano il maggior numero di giornate perse. In particolare, anca e ginocchio sono le articolazioni più colpite (rispettivamente 20.6% e 14.4% di tutti gli infortuni) (Deitch et al., 2006). Inoltre, le giocatrici di basket di alto livello hanno una probabilità di infortunio fino al 60% più elevata rispetto ai loro pari maschi. Anche nel basket femminile, sono più frequenti negli arti inferiori che costituiscono il 73% del totale (Tabella 1). Il distretto del ginocchio, compreso il complesso patello-femorale, è quello che subisce più di frequente traumi ortopedici e di conseguenza necessita frequentemente di interventi chirurgici, ragione per cui l'atleta è costretto ad assentarsi dal campo di gioco per diverso tempo (Deitch et al., 2006).

Distretto	Totale		Partite saltate		Rate (per 1000 esposizioni)
	N	%	N	%	
Arti inferiori	143	73	1189	88	4.38
Arti superiori	11	6	31	2	0.34
Torso	2	1	17	1	0.06
Testa	27	14	82	6	0.83
Schiena	11	6	33	2	0.34
Totale	195	100	1352	100	

Tabella 1: Frequenza d'infortunio per distretto corporeo. Con esposizione si intende ogni allenamento e partita a cui partecipa il giocatore (Baker et al., 2020).

¹ Fonte: <https://www.statista.com/topics/3241/basketball/>

Introduzione

Gli infortuni hanno ripercussioni negative sia per il giocatore sia per la società sportiva: il primo deve affrontare un periodo di assenza dalle competizioni e di recupero, fisico e psicologico, che può variare da alcuni giorni a diversi mesi con la possibilità di incorrere in patologie secondarie nel lungo periodo; la seconda subisce perdite economiche di diversa natura, principalmente a causa di eventuali nuovi giocatori da acquistare per rimpiazzare quelli infortunati e per le spese mediche e riabilitative. Questo sottolinea l'importanza nel prevenire il più possibile i casi di infortunio in gara e durante gli allenamenti.

Nel panorama degli infortuni, uno dei più gravi è la rottura del legamento crociato anteriore (LCA), in quanto la sua gestione richiede un intervento chirurgico e diversi mesi di riabilitazione, costringendo spesso il giocatore a perdere l'intero campionato. La stagione successiva all'infortunio molti giocatori ritornano a giocare a livello professionistico: si ha infatti un tasso di "return to play" pari al 98% (Harris et al., 2013), ma molti di essi non raggiungono le stesse performance precedenti all'infortunio (Tabella 1), ed aumenta il rischio di recidive e di sviluppare patologie come artrite e instabilità dell'articolazione (Bing et al., 2017).

	Pre infortunio	Post infortunio	p-value (<i>T-test di Student</i>)
Esperienza NBA media	4.1 ± 3.0	5.1 ± 3.1	Non disponibile
Partite giocate per stagione	52.1 ± 22.8	44.0 ± 18.7	0.04
Minutaggio medio a partita	22.7 ± 8.6	19.1 ± 7.5	0.00
Numero di All Stars	12	4	0.02

Tabella 1: Confronto tra le performance dei giocatori pre e post ricostruzione del legamento crociato anteriore. Con All Stars si intendono i giocatori che partecipano all'All Star Game, un evento spettacolare della stagione NBA; i giocatori partecipanti sono eletti dai tifosi (Harris et al., 2013).

La comprensione del meccanismo di rottura è il primo passo verso l'ottimizzazione delle strategie di prevenzione. A questo scopo sono stati condotti diversi studi basati sull'analisi di riprese televisive, in modo da ricavare qualitativamente gli angoli delle articolazioni in gioco (Koga et al., 2010). Negli ultimi anni in particolare è stato sviluppato un metodo di analisi che consiste nell'abbinamento e associazione (*matching*) di un modello scheletrico tridimensionale che permette di estrarre le relazioni inter-segmentarie (angoli anatomici) in tre dimensioni. Rispetto all'analisi video in 2D, questa tecnica permette di ricostruire angoli tridimensionali con risultati più attendibili (Krosshaug et al., 2007; Koga et al., 2010). Non esistono al momento studi su larga scala che impiegano questa tecnica nello studio degli infortuni all'LCA nel basket professionistico.

1.1. Anatomia del ginocchio

Il ginocchio è tra le più complesse articolazioni del corpo umano. Collega il femore alla tibia ed è composto da una doppia struttura: l'articolazione femoro-tibiale e l'articolazione femoro-rotulea (Figura 1).

Le funzioni principali di questa articolazione sono la trasmissione del carico dal piede al femore attraverso la tibia, la conservazione del momento angolare corporeo e la partecipazione al movimento attraverso la creazione di un momento meccanico durante tutte le attività motorie degli arti inferiori (Frigo, 2018).

Articolazione femoro-tibiale

È costituita da due articolazioni condiloidee parallele: i condili femorali (mediale e laterale) e i condili tibiali chiamati piatti tibiali. Data la loro vicinanza, le due articolazioni condiloidee agiscono come una cerniera. I condili femorali sono divisi da una scanalatura, la fossa intercondiloidea, mentre i piatti tibiali sono separati dall'eminanza intercondiloidea.

I condili sono diversi per forma, dimensione e orientamento e ciò permette al femore di ruotare medialmente rispetto alla tibia; a questa rotazione interna si associa un aumento della stabilità del ginocchio. Alla periferia di ogni piatto tibiale si trovano i menischi: dischi di fibrocartilagine la cui struttura è adatta a sostenere e ridistribuire i carichi di compressione aumentando così il range articolare di movimento.

I legamenti deputati alla stabilità articolare sono i collaterali che controllano i movimenti laterali e i crociati che limitano sia l'iperestensione del ginocchio sia lo scivolamento anteriore e posteriore dei condili femorali sui piatti tibiali nel piano sagittale.

Articolazione femoro-rotulea

Sulla faccia anteriore dell'articolazione del ginocchio è situato un osso corto, la rotula, che ha come funzione principale quella di aumentare l'angolo d'inserzione del tendine rotuleo sulla tibia, aumentando così l'efficacia della tensione prodotta dal quadricipite sull'estensione del polpaccio.

L'integrità dell'articolazione è mantenuta da un vasto involucro capsulare e rinforzata da tendini e legamenti. In particolare, i legamenti svolgono un ruolo significativo nella

Introduzione

stabilizzazione dell'articolazione soprattutto nello sport, pertanto è necessario conoscerne la loro posizione e funzione (Frigo, 2018).

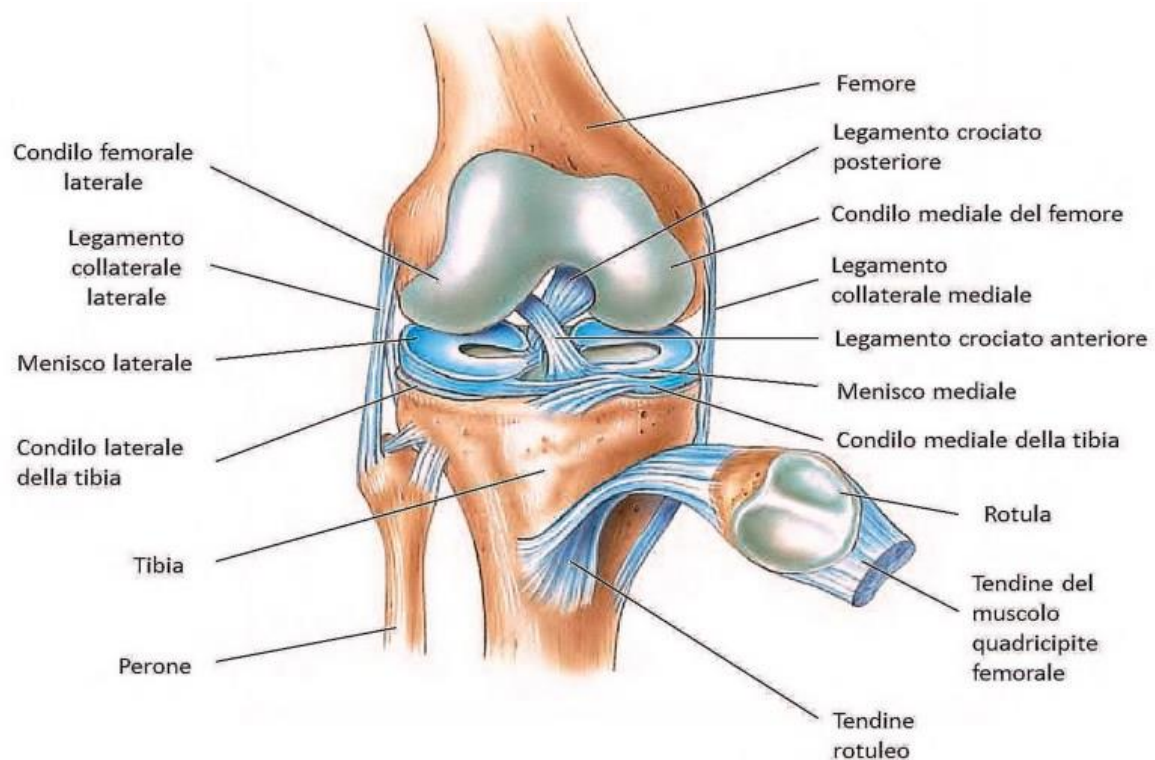


Figura 1: Anatomia del ginocchio (Anastasi, 2010).

Muscoli

L'attività dell'articolazione del ginocchio è strettamente legata a quella dei gruppi muscolari che la circondano. I muscoli flessori del ginocchio sono gli ischiocrurali (o *hamstrings*), di cui il popliteo è l'unico monoarticolare, mentre i muscoli gracile, sartorio e gastrocnemio concorrono alla flessione. Il principale muscolo che permette l'estensione del ginocchio è il quadricipite che si inserisce sulla tibia per mezzo del tendine rotuleo (Figura 2).

La rotazione interna della tibia viene attuata attraverso il muscolo semimembranoso, semitendinoso e il gracile, mentre il bicipite femorale è l'unico a permettere la rotazione esterna della tibia (Frigo, 2018).

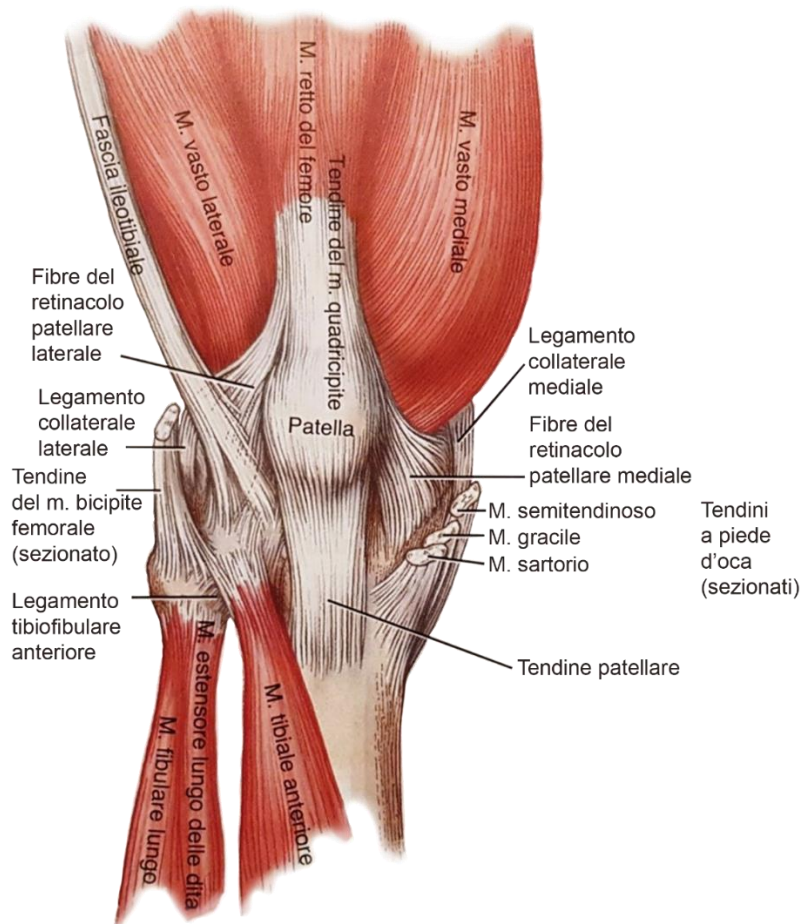


Figura 2: Muscolatura della parte anteriore del ginocchio (Anastasi, 2010).

Legamenti

I principali legamenti presenti nel ginocchio sono i legamenti collaterali (mediale e laterale) e i legamenti crociati (anteriore e posteriore) (Figura 3).

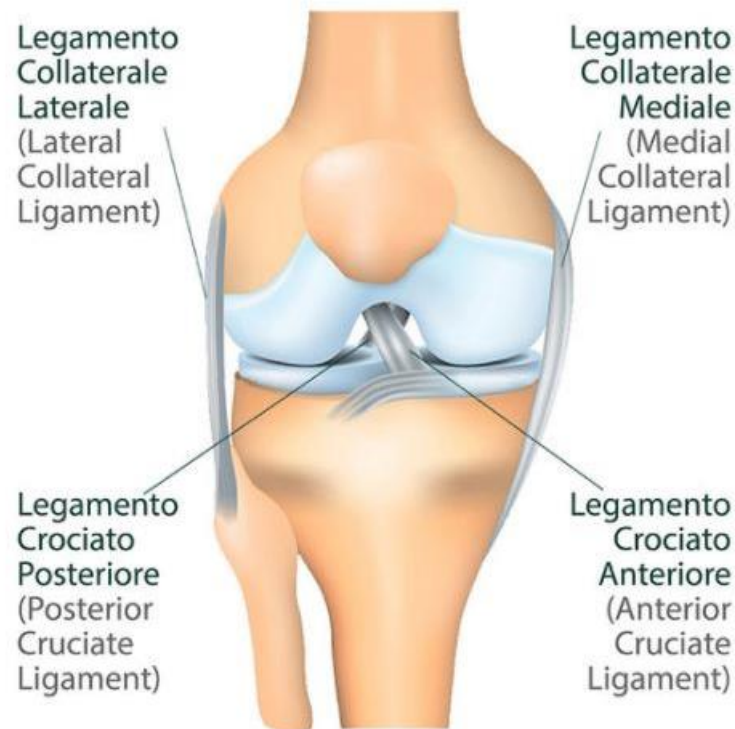


Figura 3: Legamenti collaterali e crociati dell'articolazione del ginocchio, vista frontale, ginocchio destro (Perugia et al., 1985).

I legamenti collaterali hanno una struttura fibrosa e sono gli stabilizzatori della parte laterale del ginocchio. Partecipano al controllo dei movimenti di rotazione e di stabilità mediale e laterale del ginocchio impedendo i movimenti in varo e valgo.

Il legamento collaterale mediale (LCM) si trova nella parte interna del ginocchio, ha una lunghezza media di 80 mm e si inserisce sul menisco mediale collegando l'epicondilo femorale mediale con la metafisi tibiale. La lesione di questo legamento è prodotta principalmente da distorsioni del ginocchio in valgo e in rotazione esterna. Essendo molto vascolarizzato è in grado di rigenerarsi completamente benché rimanga scarico per un periodo sufficiente.

Il legamento collaterale laterale (LCL) si trova invece nella parte esterna del ginocchio, partendo dal condilo laterale del femore alla superficie laterale della testa della tibia ed ha una lunghezza media di circa 50 mm. La rottura di questo legamento può avvenire a causa

di un sovraccarico impulsivo sul legamento a causa di uno sforzo diretto in ginocchio varo, ma anche in torsione e iperestensione del ginocchio (Figura 4).

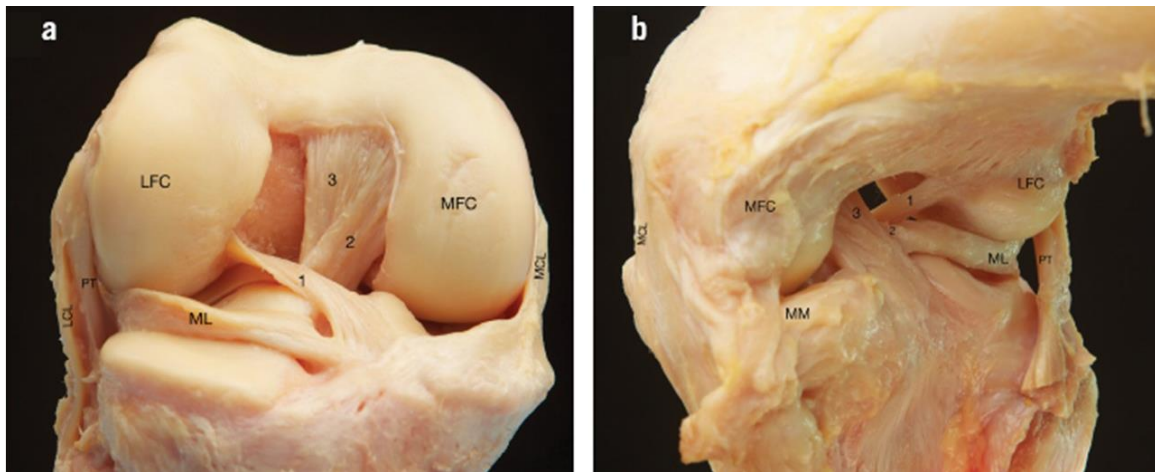


Figura 4: a) Dissezione del ginocchio destro, vista frontale. LFC: condilo latero-femorale, MFC: condilo medio-femorale, ML: menisco laterale, MCL: legamento collaterale mediale, LCL: legamento collaterale laterale, PT: tendine popliteo, 1: ACL, 2: legamento menisco-femorale anteriore, 3: legamento crociato posteriore. b) Vista postero-mediale (Smiegielski et al., 2016).

Legamenti crociati

I legamenti crociati si distinguono in legamento crociato anteriore (LCA) e legamento crociato posteriore (LCP). Il primo si inserisce sulla superficie prespinale della tibia e, dirigendosi obliquamente verso l'alto, si attacca al condilo femorale; il secondo, invece, si estende dalla faccia laterale del condilo mediale del femore all'area intercondiloidea posteriore della tibia, incrociandosi "a X" con il LCA. Presenta una sezione maggiore ed essendo più corto risulta più robusto del legamento crociato anteriore.

Il LCA è lo stabilizzatore statico del ginocchio in quanto si oppone ai movimenti di dislocazione anteriore, all'iperestensione e alla rotazione interna, mentre il LCP è responsabile sia dello scivolamento dei condili all'indietro durante l'estensione sia, insieme al LCA, della stabilizzazione del movimento in varo-valgo del ginocchio. In condizioni patologiche del LCA la traslazione anteriore è amplificata di quattro volte (Hollis, 1991).

La rottura del legamento crociato anteriore è molto comune negli sport ed è principalmente dovuta alla torsione sull'asse verticale e/o a un movimento in valgo (valgo dinamico). Si associa spesso alla rottura del LCM e viene avvertita dal giocatore con un "crack" nel momento di rottura. Tale infortunio comporta l'assenza dal campo per diversi mesi in

Introduzione

quanto non essendo vascularizzato non è in grado di ripararsi autonomamente. Per tale motivo negli sportivi e nei pazienti giovani si preferisce ricorrere alla sua ricostruzione chirurgica. La rottura del LCP è invece meno frequente e deriva da un trauma antero-posteriore. I risultati della ricostruzione non sono eccellenti come quelli del LCA e inoltre l'intervento richiede un impegno rilevante nella riabilitazione, perciò si procede all'operazione solo in casi selezionati (Welsh, 1980; Shetty et al., 2021).

Anatomia e morfologia del legamento crociato anteriore

L'organizzazione gerarchica e complessa del legamento crociato anteriore lo rende diverso dagli altri legamenti; infatti, è l'unica struttura in grado di resistere a sforzi multi-assiali e a sollecitazioni a trazione variabili. Ha forma paragonabile ad un semicerchio disposto verticalmente. Dall'inserzione femorale il LCA scorre anteriormente, medialmente e distalmente alla tibia. Ha una lunghezza variabile tra 22 e 41 mm, una larghezza di 7-12 mm e una sezione trasversale irregolare (Figura 5).

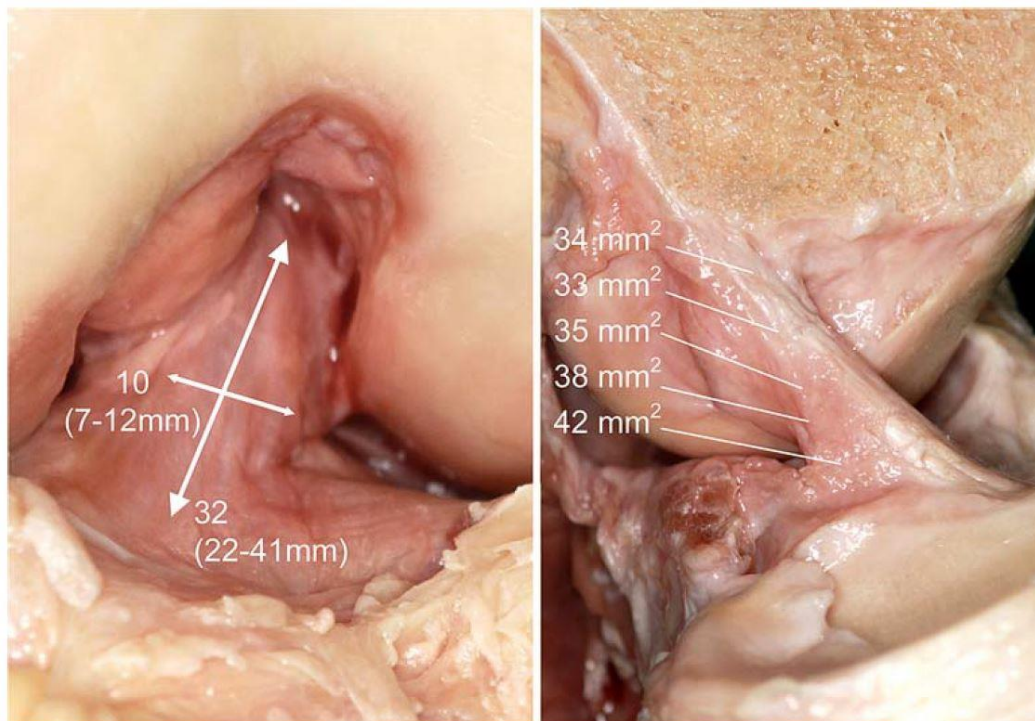


Figura 5: Visuale frontale di un ginocchio sinistro, in cui si vede il LCA all'interno della fossa intercondiloidea. La lunghezza media è pari a 32 mm (range: 22 - 41 mm) e la larghezza media è di 10 mm (range: 7 - 12 mm) (Duthon et al., 2006).

Questa forma non varia con l'angolo di flessione, ma generalmente è più grande in direzione antero-posteriore. L'area della sezione trasversale aumenta dal femore alla tibia, passando da 34 mm² della sezione prossimale a 35 mm² della zona intermedia e infine a 42 mm² della sezione distale.

Microscopicamente, il legamento è costituito da un tessuto connettivo composto da fasci di fibre di collagene prevalentemente di tipo I tra loro parallele ed è avvolto da una guaina, chiamata guaina sinoviale, con il ruolo di facilitare e proteggere i movimenti. La guaina è altamente vascolarizzata per garantire l'apporto necessario di nutrienti al tessuto legamentoso (Deitch et al., 2006).

Il LCA contiene due componenti principali: una componente cellulare e una componente acellulare diversamente distribuite lungo il legamento. La parte cellulare è composta da fibroblasti che si occupano sia della sintesi dei componenti della matrice extracellulare (ECM) sia della protezione e omeostasi dell'ambiente; la parte acellulare include acqua (che rappresenta circa il 60-80% del peso del legamento), collagene, elastina, proteoglicani e glicosaminoglicani. Questi ultimi alterano le proprietà visco-elastiche del legamento, permettendogli un miglior assorbimento del carico.

La parte prossimale è altamente cellularizzata: contiene fibroblasti fusiformi, collagene di tipo II e glicoproteine. Nella parte centrale vi sono fibroblasti fusiformi, è la porzione che presenta un'alta densità di collagene e una zona cartilaginea e fibrocartilaginea con fibre elastiche e ossitaniche. Quest'ultime sono in grado di resistere a modeste sollecitazioni multidirezionali, mentre le fibre elastiche assorbono lo sforzo massimo.

La parte distale è ricca di condroblasti e fibroblasti ovoidali e ha una bassa densità di fasci di collagene. I fibroblasti sono situati su entrambi i lati del collagene e i fasci hanno un diametro di circa 5-8 µm con una lunghezza di 12-15 µm. Vi è un numero elevato di organelli cellulari, indice di un elevato livello di attività cellulare.

Il LCA ha quindi una microstruttura molto simile agli altri tessuti connettivi, ma è composto da più fascicoli la cui unità base è il collagene. Dimensionalmente questi fascicoli vanno da una lunghezza minima di 250 µm a diversi millimetri e sono circondati da un tessuto connettivo, chiamato paratenonio. Ogni fascicolo è a sua volta composto dai 3 ai 20 sub-fascicoli che hanno un andamento ondulato e sono costituiti da gruppi di unità sub-fascicolari di 100-250 µm di diametro, circondati da tessuto connettivo lasso fatto di collagene di tipo II.

Introduzione

Queste unità sub-fascicolari sono composte da fibre di diametro tra 1-20 μm che comprendono fibrille di collagene di diametro compreso tra i 25-250 nm (Figura 6). Quando ci si avvicina all'attacco tibiale le fibre si aprono a ventaglio e si collegano alla fossa intercondiloidea, situata anteriormente e lateralmente alla spina tibiale anteriore; questa è ampia e depressa, ha una larghezza media di 11 mm e lunghezza di 17 mm nella direzione antero-posteriore.

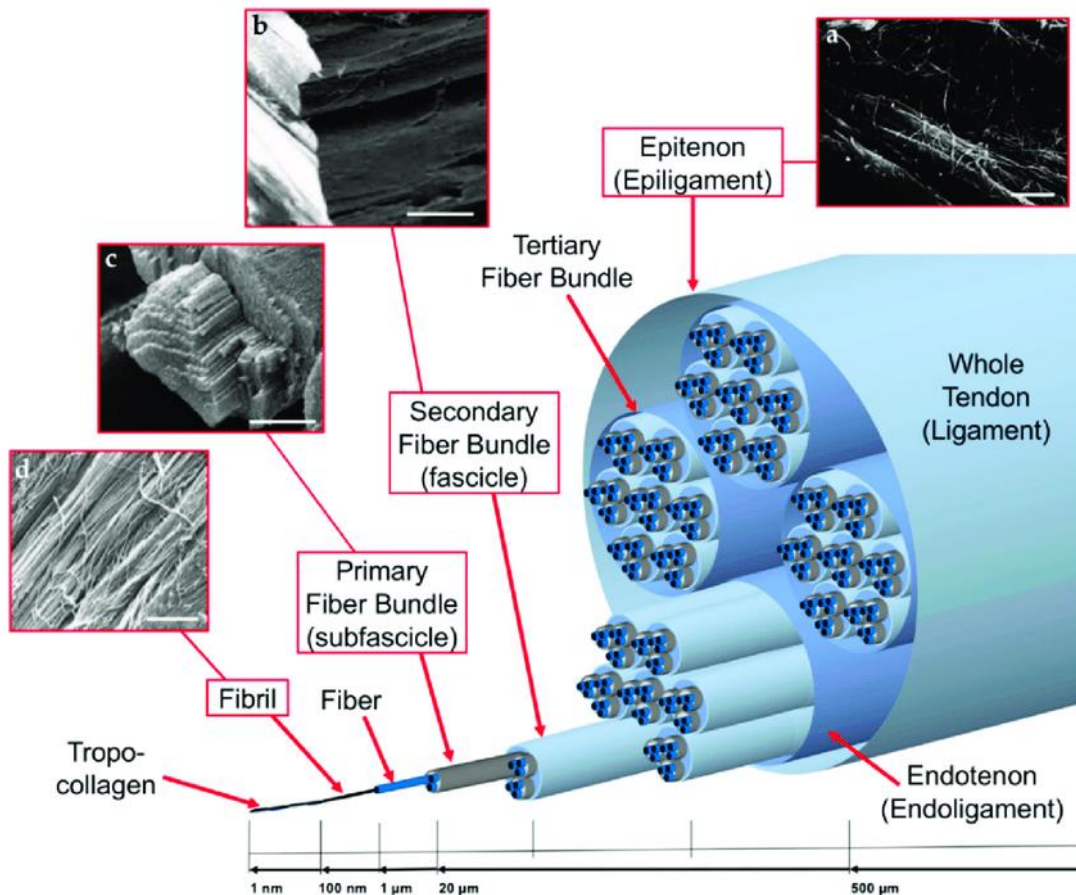


Figura 6: Disposizione gerarchica delle fibre di collagene nel legamento (Sensini et al., 2018).

Le fibre di collagene si dispongono principalmente in direzione longitudinale per favorire la resistenza a trazione del legamento (Redaelli, 2012).

Dal punto di vista funzionale Girgis et al. (1974) hanno diviso il legamento in due fasci:

- il fascio anteromediale (AMB),
- il fascio posterolaterale (PLB).

I fascicoli dell'AMB hanno origine dalla zona più anteriore e prossimale dell'attacco femorale, mentre la loro inserzione si trova nella parte antero-mediale dell'attacco tibiale.

Al contrario i fascicoli del PLB provengono dalla parte postero-distale dell'attacco del femore e hanno inserzione nella zona postero-laterale dell'attacco tibiale, inoltre vi è un numero maggiore di fascicoli nel PLB rispetto all'AMB.

Quando il ginocchio si trova in completa estensione i due fasci del legamento concorrono in ugual modo e parallelamente, mentre durante la flessione vi è una piccola rotazione laterale del legamento attorno al suo asse longitudinale e il fascio anteromediale inizia a spiralizzarsi attorno al resto del legamento. Questo movimento relativo è dovuto all'orientamento degli attacchi ossei del legamento.

Durante la completa estensione si può avere una differenza significativa nella lunghezza dei due fasci, in particolare il fascio anteromediale ha una lunghezza di 34 mm, mentre il fascio posteromediale di 22.5 mm. I due fasci non risultano quindi isometrici durante la flessione-estensione: da uno studio svolto da Hollis et al. (1991) si osserva come durante la flessione passiva del ginocchio l'AMB si stringe e si allunga, mentre il PLB si accorcia.

Woo et al. (1991) hanno caratterizzato le proprietà trazione del complesso femore-LCA-tibia riscontrando valori di carico a rottura di 2160 (157) N con rispettiva rigidità di 242 (28) N/mm per giovani soggetti di età 22-35 anni, mentre in individui più anziani queste grandezze diminuiscono linearmente fino a raggiungere 658 (129) N e 180 (25) N/mm. (Duthon et al., 2006; Frigo, 2018).

1.2. Cinematica del ginocchio

Il ginocchio ha come movimento principale la flessione-estensione sul piano sagittale. La geometria dei condili femorali e del piatto tibiale associata alle forze muscolari e i vincoli dettati dai legamenti crociati determinano la cinematica del femore e della tibia. La flessione del ginocchio avviene grazie a un movimento di scivolamento dei condili femorali sui piatti tibiali con rapporto variabile: in estensione massima del condilo si ha la fase di rotolamento alla quale però si aggiunge progressivamente la fase di scivolamento all'aumentare dei gradi di flessione. Negli ultimi gradi di flessione la componente dominante è la fase di scivolamento, mentre scompare quella di rotolamento (Figura 7).

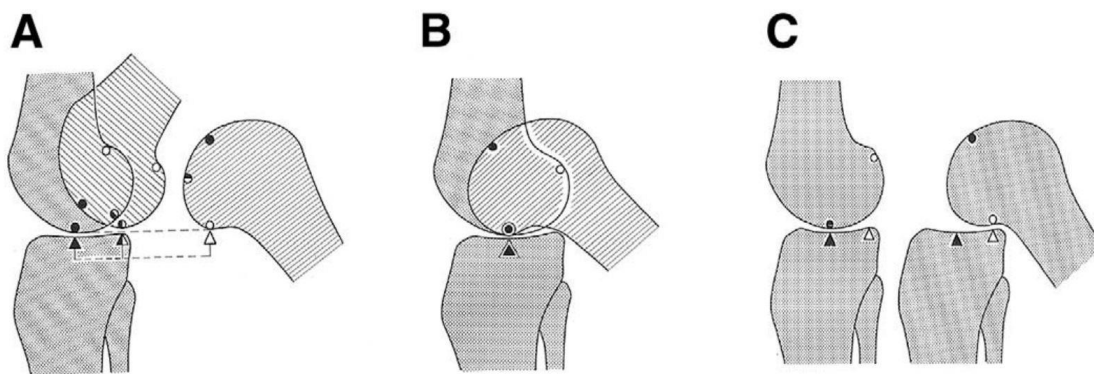


Figura 7: Movimenti di rotolamento e scivolamento del condilo femorale. A) Puro rotolamento: il femore rotola al di fuori del plateau tibiale prima che l'estensione sia completa. B) Puro scivolamento: il femore urta posteriormente il plateau tibiale prima che l'estensione sia completa. C) Combinazione di rotolamento e scivolamento del condilo femorale che permette l'estensione completa (riadattata da Smith et al., 2003).

Il ginocchio grazie a questo meccanismo può raggiungere i 140° in flessione attiva con l'anca flessa e 120° con anca estesa. In flessione passiva il ginocchio ha un'ampiezza in flessione di 160° , mentre l'estensione completa è a 0° nonostante spesso si raggiunga un'iperestensione di 5° .

Sul piano frontale il ginocchio non possiede gradi di libertà; tuttavia, esiste un piccolo movimento di abduzione-adduzione che non è possibile a ginocchio completamente esteso. In ogni caso vi è un angolo di $10-15^\circ$ che può essere visto come un movimento di adduzione indotta a causa del valgismo fisiologico del ginocchio.

Per quanto riguarda la rotazione interna ed esterna, ovvero i movimenti consentiti sul piano orizzontale, si può notare come avvengano solamente quando il ginocchio è flesso. La posizione di riferimento coincide con la flessione di 90° del ginocchio, in cui il paziente è seduto con le gambe libere di oscillare. La rotazione interna permette una variazione angolare di circa $20-25^\circ$, mentre la rotazione esterna di 40° . Inoltre, si nota un movimento di avvitalamento della tibia rispetto al femore indotto dall'asimmetria dei due condili, questo fenomeno dipende dal grado di flessione: in massima estensione la tibia risulta ruotata internamente mentre in massima flessione è ruotata esternamente (Frigo, 2018).

1.3. Infortunio al legamento crociato anteriore

In una partita di basket l'infortunio che comporta la rottura del LCA può derivare da tre diverse tipologie di interazione tra i giocatori:

- i. Non contatto: il giocatore infortunato non ha alcun contatto con altri giocatori negli istanti che precedono l'istante di infortunio (o nello stesso istante).
- ii. Contatto indiretto: avviene il contatto tra due giocatori, ma non a livello del ginocchio; da tale contatto generano forze (perturbazioni) che causano l'infortunio, ma non sono i responsabili della rottura del legamento.
- iii. Contatto diretto: si generano forze direttamente applicate al ginocchio leso che sono la causa principale della rottura del legamento (Della Villa et al., 2020).

Le situazioni di gioco che possono portare alla rottura sono diverse: prevalentemente distinguiamo salti, atterraggi, cambi di direzione e torsioni, tutti movimenti tipici del gioco della pallacanestro (Okoroha et al., 2017).

Questo infortunio è caratterizzato da un elevato grado di severità, inoltre causa problemi sia gestionali che economici; in media, infatti, per ogni ricostruzione chirurgica si stima un costo di 17000-25000 \$, includendo anche le spese legate al percorso riabilitativo. All'impatto economico si aggiungono anche le conseguenze tecnico-sportive dell'infortunio che consistono in una diminuzione delle performance dell'atleta e in un aumento della probabilità di sviluppare patologie a lungo termine, come instabilità dell'articolazione, osteoartrosi e danni al menisco (Baker et al., 2020; Hewett et al., 2006; Bing et al., 2007). In particolare, gli atleti che hanno subito la rottura del LCA hanno mostrato una frequenza dalle 10 alle 100 volte maggiore di comparsa di osteoartrite rispetto ad altri atleti sani, frequenza che aumenta se si considerano atlete donne, infatti il 50-100% delle donne infortunate presentano segni della patologia entro 12-20 anni (Hewett et al., 2011).

Un recente studio di Vaudreuil (2021) ha stimato la spesa che una società sportiva deve affrontare in caso di infortunio: mediamente si arriva a tre milioni di dollari per giocatore, valore che si ottiene moltiplicando il suo stipendio a partita per il numero di partite perse; tale stima non include però le spese mediche e può subire grosse variazioni in relazione all'importanza del giocatore nella squadra.

1.3.1. Epidemiologia nel basket professionistico

Il tasso di infortunio del legamento crociato anteriore nel basket professionistico americano maschile (NBA) è pari a circa 0.21 casi ogni 1000 ore di esposizione alla pratica, mentre per quello femminile (WNBA) 0.20 ogni 1000 esposizioni (in questo ultimo caso, con un'esposizione coincide si intende una partita o allenamento) (Prodromos et al., 2007). Mediamente un giocatore ha una probabilità di infortunarsi pari a circa il 3.5% ogni anno considerando una media di 170 esposizioni (gare o allenamenti) annuali, probabilità che arriva al 9% se si parla di basket femminile; quello al LCA non è uno degli infortuni più frequenti negli atleti, ma si caratterizza per l'alta severità, essendo il tempo medio di recupero pari a circa 11.4 mesi. Il tasso di ritorno allo sport è pari all'86% nell'NBA e 78% nel WNBA; gli atleti che non ritornano al livello competitivo originale possono rientrare in squadre di categoria inferiore, mentre altri non rientrano affatto. In ogni caso le performance subiscono un calo nei primi anni post-infortunio (Harris et al., 2013; Baker et al., 2019).

Esistono dei programmi specifici di allenamento finalizzati a prevenire specificatamente questo infortunio, ma per il basket non si sono ricavate conclusioni apprezzabili, in quanto non è stata osservata una significativa diminuzione dei casi, a differenza del calcio (Prodromos et al., 2007).

1.3.2. Meccanismo di infortunio

Per via della sua funzione anatomico-strutturale, il legamento crociato anteriore è una struttura notevolmente sollecitata. La sua rottura avviene spesso attraverso un meccanismo da non-contatto, causata quindi da repentini cambi di direzione, decelerazioni o sovraccarichi locali che portano al superamento della tensione di rottura. Questo è spesso associato all'aumento dello sforzo di taglio a livello prossimale della tibia, che quindi provoca un allungamento della porzione mediale del legamento. Nella maggior parte di questi casi il piede è a contatto con il terreno e il ginocchio è quasi in estensione completa.

Seppur le rotazioni interne ed esterne, con ginocchio in varo/valgo possano avere un ruolo nella meccanica della lesione, è stato dimostrato che prese singolarmente non sono sufficienti a causarne la rottura del LCA, ma se combinate con gli sforzi di taglio possono influire negativamente sull'integrità della struttura. Studiando le varie combinazioni di

forze e momenti, si è osservato che il carico esercitato sul legamento tende ad aumentare tanto più il ginocchio viene esteso.

Il muscolo responsabile della forza di taglio sulla tibia prossimale è il quadricipite, il quale contraendosi provoca una trazione che si trasmette alla tibia tramite il tendine patellare. Tale contrazione è rilevante quando l'angolo di flessione del ginocchio è compreso tra 0° e 45° in quanto genera un significativo allungamento del legamento; quando la flessione del ginocchio supera i 60° la contrazione del quadricipite non è rilevante nella dinamica di rottura.

In una situazione di gioco, ogni qualvolta l'atleta appoggia un piede a terra subisce l'azione delle forze di reazione al terreno che producono un momento di flessione a livello del ginocchio, bilanciato dal momento di estensione della gamba generato dal quadricipite. Quindi maggiori sono le forze al terreno, maggiore sarà la contrazione e sarà più probabile la rottura del legamento; in questo contesto, il picco di forza e il massimo allungamento del legamento si registrano qualche istante dopo l'appoggio al terreno (Bing et al., 2007).

Secondo lo studio di Koga (2010) (Figura 8), quando si applica un carico in valgo (Figura 8A), che comprime la parte laterale, il legamento mediale si tende e il carico di compressione che si genera lateralmente porta alla contrazione del quadricipite provocando uno spostamento relativo del femore rispetto alla tibia (Figura 8B). In particolare, il condilo femorale laterale si sposta posteriormente mentre la tibia trasla anteriormente e ruota internamente provocando la rottura del legamento crociato (Figura 8C). Con la torsione del LCA viene a mancare il vincolo che impediva la traslazione anteriore della tibia, causando lo spostamento all'indietro del condilo femorale mediale e facendo così ruotare esternamente la tibia (Figura 8D).

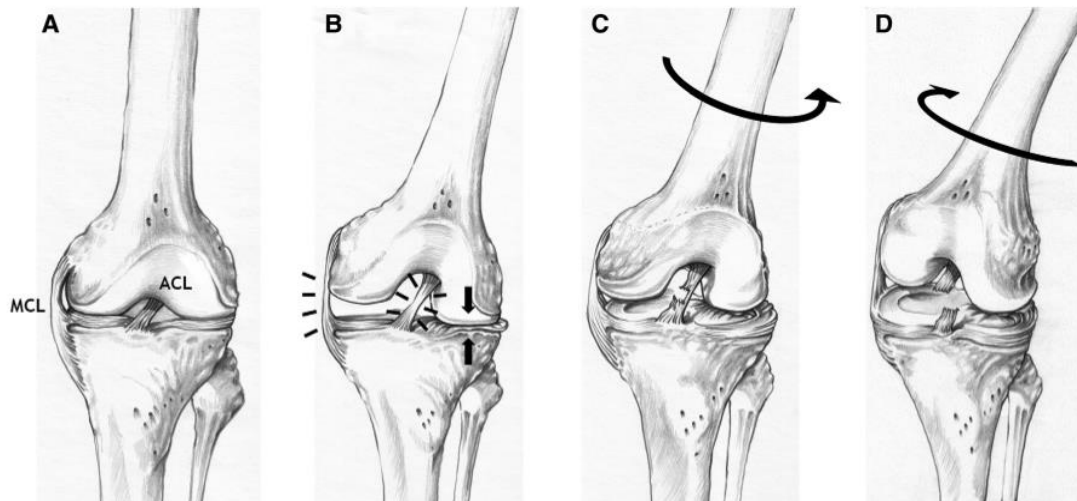


Figura 8: Meccanismo della rottura del LCA. A) Ginocchio scarico. B) Quando si applica un carico in valgo, il legamento collaterale mediale si tende e si genera un carico di compressione. C) A causa di tale carico e della forza generata dalla contrazione del quadricipite, il condilo femorale laterale si sposta posteriormente mentre la tibia trasla anteriormente e ruota internamente provocando la rottura del legamento crociato. D) Con la torsione del LCA viene a mancare il vincolo che impediva la traslazione anteriore della tibia, causando lo spostamento all'indietro del condilo femorale mediale e facendo così ruotare esternamente la tibia. (Koga, 2010).

1.3.3. Gestione clinica

A seguito della rottura, la chirurgia è una procedura opzionale in quando l'articolazione rimane sufficientemente funzionale per un'attività di basso-medio livello; per un atleta risulta essere invece una necessità, a cui segue una riabilitazione di diversi mesi. L'intervento chirurgico prevede la ricostruzione del legamento utilizzando principalmente il tendine rotuleo oppure il tendine semitendinoso associato al gracile, entrambi prelevati dallo stesso paziente per minimizzare il rischio di rigetto.

A seguito dell'intervento e dell'adeguata riabilitazione fisioterapica, i pazienti sono in grado di ritornare a fare sport, nella maggior parte dei casi allo stesso livello del pre-infortunio: per gli atleti d'élite il tasso di ritorno si assesta all'81%, seppur sia maggiore per coloro trattati con il tendine rotuleo rispetto al semitendinoso (Arden et al., 2014).

Nonostante il successo dell'operazione chirurgica, il tasso di recidive non è trascurabile: è stato infatti dimostrato che l'incidenza di ri-rottura raggiunge il 12% nello stesso arto. Questo potrebbe essere dovuto sia a fattori clinici, quindi la possibilità che l'innesto non sia stato inserito correttamente o che fosse già danneggiato, sia a fattori sportivi, ovvero il carico di lavoro che l'atleta ha dopo il periodo di fermo. Nello studio, coloro che hanno

avuto necessità di una revisione dell'innesto sono coloro che non hanno diminuito le partite giocate (Figura A) e i minuti in campo (Figura B) (Lafi et al., 2020).

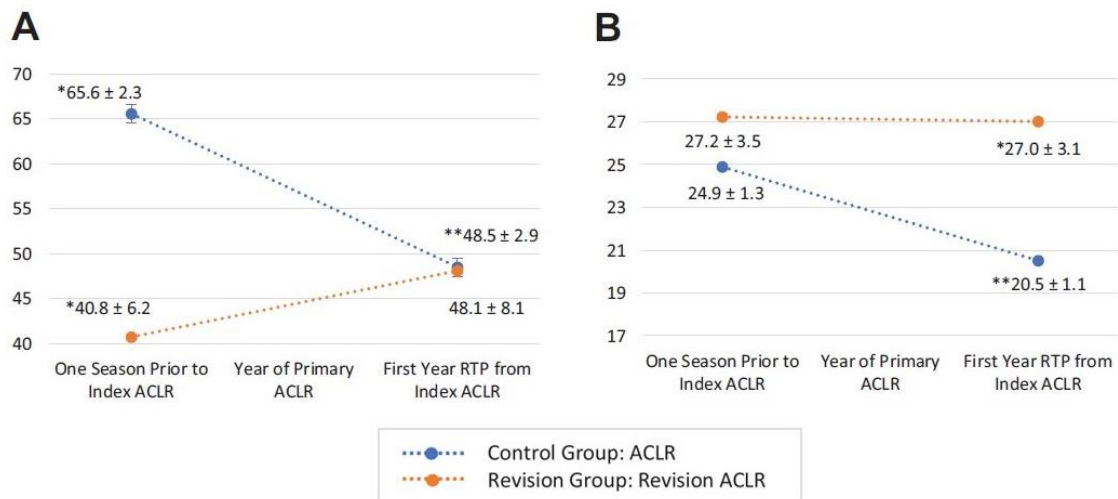


Figura 9: Andamento del carico di lavoro una stagione prima e una stagione dopo l'infortunio per (A) partite giocate e (B) minuti per partita. Il "revision group" comprende i giocatori che hanno subito una rottura del legamento (Lafi et al., 2020).

1.3.4. Fattori di rischio

Il legamento crociato anteriore non solo mantiene intatta l'articolazione, ma è innervato e possiede specifici meccanocettori; perciò, anche deficit di propriocezione possono svolgere un ruolo nel meccanismo di lesione del LCA (Hewett et al., 2006).

Un ruolo importante negli infortuni al legamento crociato anteriore è rappresentato dai fattori neuromuscolari come la relazione tra i muscoli antagonisti-agonisti (quadricipite e hamstrings) la cui co-attivazione protegge il ginocchio dalla traslazione anteriore e dall'abduzione.

Un ulteriore elemento che potrebbe avere un ruolo nella sua rottura è la fatica: una partita di pallacanestro in NBA dura 48 minuti, divisi in quattro quarti da 12 minuti ciascuno. Una caratteristica di questo sport è il continuo ricambio dei giocatori che quindi non giocano consecutivamente per molto tempo, arrivando a una media di 28 minuti a partita distribuiti su più quarti di gioco (Okorooha et al., 2017). Secondo questo studio, la maggior parte degli infortuni avviene circa dopo 17 minuti di gioco in maniera equamente distribuita lungo tutta la partita, senza particolari differenze tra un quarto e l'altro; rispetto all'intera stagione sono avvenuti a inizio campionato. Questi risultati conducono alla conclusione secondo cui la fatica non è un fattore rilevante nella rottura del legamento crociato. Un altro lavoro

(Harris et al., 2013) invece ha riscontrato un'incidenza di casi maggiore (seppur non in modo significativo) nel quarto tempo (pari al 40%). Il ruolo della fatica non è ancora del tutto noto ed è ancora dibattuto in letteratura.

1.3.5. Differenze di genere

Diversi studi hanno confermato la maggiore suscettibilità delle donne all'infortunio al LCA, riportando tassi quattro volte maggiori rispetto alla loro controparte maschile (WNBA vs NBA) (Deitch et al., 2006). L'incidenza diversa tra maschi e femmine è influenzata da una serie di fattori che includono quelli di natura anatomica, neuromuscolare e ormonale.

Tra i primi rientrano le misure antropometriche come la lunghezza della tibia, della coscia, l'altezza dell'atleta e il suo BMI. Nelle donne il legamento crociato anteriore è più piccolo e debole ed è posizionato all'interno della fossa intercondiloidea, a sua volta più stretta rispetto a quella maschile, che ha come conseguenza un rischio d'infortunio di 16,8 volte maggiore rispetto agli uomini.

Le atlete inoltre mostrano una maggiore lassità articolare che, combinata con una più elevata iperestensione del ginocchio, si traduce in un rischio di infortunio di 2,7 volte superiore rispetto agli uomini

Gli studi sulla cinematica delle articolazioni nei due sessi suggeriscono che l'aumento del valgismo nelle atlete, legato a un maggior angolo Q, contribuisca al rischio di rottura del legamento (Hewett et al., 2006) (Figura 10).

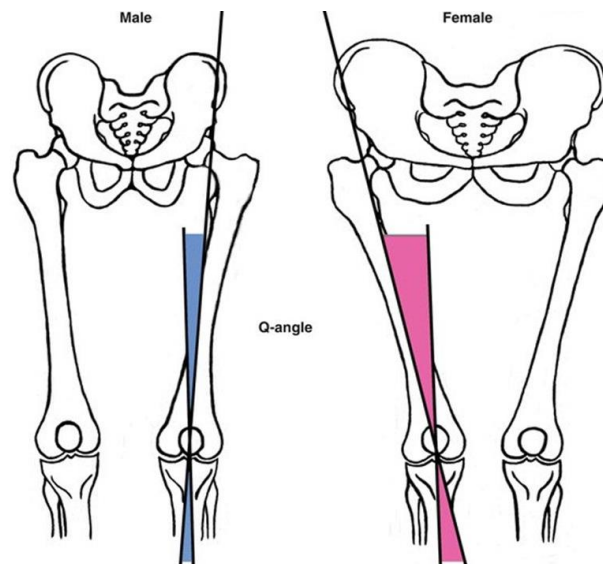


Figura 10: Differenza dell'angolo Q tra uomo e donna.

Con la pubertà il corpo subisce alcuni cambiamenti che caratterizzano i due sessi: si ha uno sviluppo diverso nelle strutture ossee, muscolari e legamentose. L'adattamento alla crescita risulta essere ridotto nelle donne, come conseguenza della diversa evoluzione dei modelli neuromuscolari tra maschi e femmine durante la pubertà, condizionati anche dallo sviluppo ormonale.

Tra i fattori ormonali vi è in particolare l'effetto che hanno gli estrogeni sui muscoli, tendini e legamenti, rendendoli più soggetti a infortuni.

È stato osservato che il sesso femminile tende, al fine di assorbire i carichi, a compensare la mancanza di potenza muscolare con l'aumento dei momenti articolari, in particolare abduttori sul ginocchio, in risposta a movimenti come atterraggi o cambi di direzione, giustificando quindi il maggior rischio a cui sono sottoposte.

Nelle donne il fenomeno di protezione del ginocchio ad opera della co-contrazione muscolare di quadricipite e hamstrings è ridotto a causa del minor sviluppo muscolare rispetto alla controparte maschile, rendendo l'articolazione più vulnerabile alla traslazione anteriore.

1.4. Video analisi degli infortuni

Differenti studi su sport di squadra diversi dal basket hanno dimostrato che le lesioni al legamento crociato anteriore possono essere prevenute attraverso programmi di formazione mirati sul controllo del ginocchio, sull'equilibrio, sulla tecnica e sulla forza (Caraffa et al., 1996). I meccanismi di lesione sono però tuttora non del tutto compresi, e questo limita l'efficacia dei programmi di prevenzione. È necessaria quindi una descrizione specifica dei meccanismi di infortunio dello sport preso in considerazione valutando gli eventi che portano all'infortunio e della biomeccanica in quell'istante (Krosshaugh e Bahr, 2005).

L'unico approccio con cui potenzialmente si riesce ad analizzare la cinematica di infortunio in condizioni ecologiche, chiaramente una circostanza non riproducibile sperimentalmente in laboratorio, è la video analisi.

1.4.1. Video analisi in due dimensioni

La video analisi in due dimensioni prevede solitamente l'analisi dei pattern situazionali sul piano frontale e sagittale; può essere svolta in via qualitativa, mediante una semplice classificazione di schemi e movimenti, oppure quantitativa (ma per sua natura approssimata) tramite l'utilizzo di software di editing-video per l'ottenimento degli angoli articolari, ad esempio Kinovea (KinoveaInk, Bordeaux, Francia) (Figura 11) (Della Villa et al., 2020).

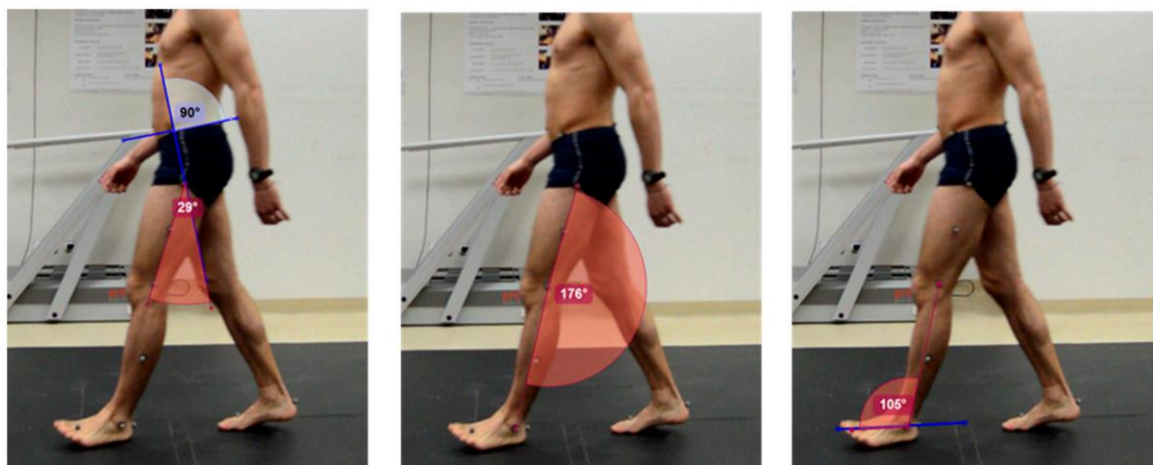


Figura 11: Esempio di analisi di angoli articolari tramite il software Kinovea (Fernandez-Gonzalez, 2020).

Quest'ultimo metodo risulta poco accurato per diversi motivi. In primo luogo, la quantificazione degli angoli avviene solo visivamente e questo può comportare errori di

sottostima degli angoli, fino anche a 20° in meno (Krosshaug et al., 2007); inoltre, le riprese televisive potrebbero presentare immagini su piani non paralleli a quelli anatomici.

Inoltre, non è possibile ottenere una continuità temporale nella stima degli angoli e della posizione delle articolazioni, aspetto fondamentale per ottenere un'analisi dettagliata del meccanismo di rottura che includa il calcolo di velocità e accelerazioni.

Nonostante queste caratteristiche, tale approccio è stato usato in diversi studi scientifici per studiare l'infortunio al legamento crociato nello sport. Nella pallacanestro attraverso questa tecnica è stato stimato un tempo d'infortunio compreso tra 17-50 millisecondi dopo il primo contatto al terreno, caratterizzato da un angolo di flessione del ginocchio e dell'anca maggiore nelle cestiste donne (rispettivamente 27° e 33°) rispetto alle loro controparti maschili (19° e 22°) (Krosshaug et al., 2007).

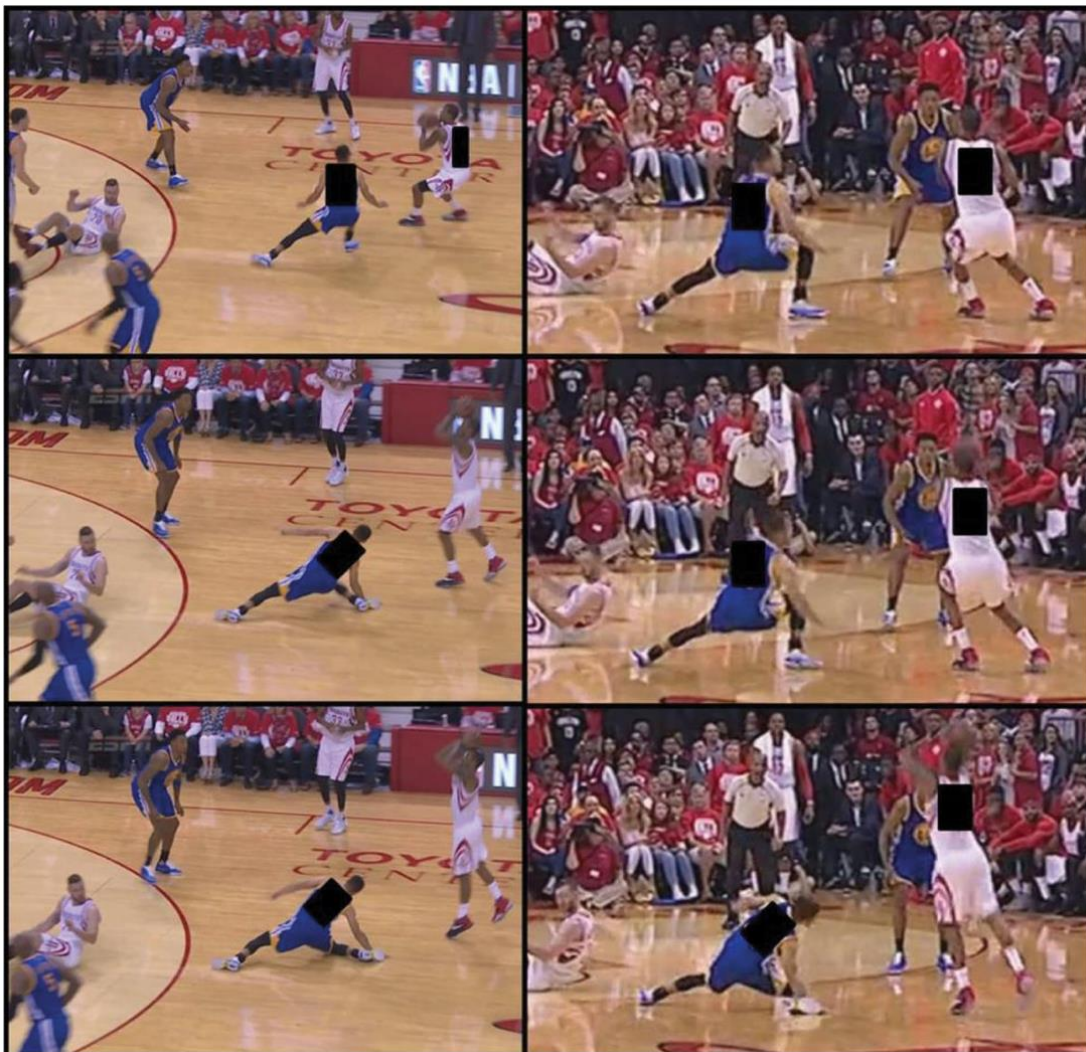


Figura 12: Sequenza d'infortunio in tre frame, vista latero-posteriore (sinistra) e dorsale (Schilaty et al., 2017).

Introduzione

Nello studio di Boden (Boden et al., 2009) è stato utilizzato un software di elaborazione digitale delle immagini, ImageJ (Wayne Rasband, Stati Uniti), al fine di misurare gli angoli delle articolazioni. Il video dell'infortunio è stato convertito in cinque fotogrammi consecutivi a partire dal contatto iniziale con il terreno e per ciascuno di essi sono state tracciate manualmente linee per ottenere gli angoli di flessione dorsale/plantare della caviglia, flessione/estensione del ginocchio e abduzione/adduzione dell'anca (Figura 13).



Figura 13: Linee guida per il calcolo degli angoli articolari nel contatto iniziale con il terreno (Hewett et al., 2009).

Questa tecnica di analisi video è stata ampiamente applicata non solo al basket, ma anche ad altri sport sia di squadra quali il calcio maschile e femminile (Della Villa et al., 2020 e Lucarno et al., 2021), il football americano (Johnston et al., 2018) e la pallamano (Olsen et al., 2004) sia individuali come lo sci (Bere et al., 2011).

1.4.2. Model-based image-matching (MBIM)

Nel 2005 Bahr e Krosshaugh hanno introdotto un metodo basato sulla corrispondenza delle immagini di un modello scheletrico per descrivere il movimento articolare. Questa procedura, nonostante sia manuale e operatore dipendente, consente di produrre stime migliori della cinematica rispetto alla sola ispezione visiva. Si fa uso di software di animazione e modellazione 3D come Blender (Blender Foundation, Amsterdam, Paesi Bassi). Questa tecnica è chiamata *model-based image-matching* e consiste nel sovrapporre, per ogni frame d'interesse, i segmenti di un modello scheletrico 3D con quelli del giocatore presente nelle immagini televisive su due o più viste. Prima di poter sovrapporre le immagini al modello scheletrico è necessario calibrare le telecamere sovrapponendo nei frame d'analisi dei riferimenti univoci presenti nelle immagini televisive e i corrispondenti riferimenti nel modello computerizzato.

Blender, come altri software d'animazione, è in grado di interpolare il movimento del modello scheletrico tra i frame scelti e ciò consente di stimare la posizione delle articolazioni in maniera continua nel tempo (Krosshaugh et al., 2007).

Questa tecnica mostra alcuni vantaggi rispetto al precedente approccio 2D. Attraverso il modello 3D l'operatore è in grado di visualizzare la posizione del segmento corporeo in tre dimensioni e quindi trovare la miglior corrispondenza, inoltre gli angoli dell'articolazione vengono calcolati automaticamente e in modo continuo. Si tratta di un metodo che può essere utilizzato in situazioni diverse indipendentemente dal movimento, dall'angolazione della telecamera e dal movimento di quest'ultima. Rispetto all'analisi in 2D un ulteriore vantaggio del metodo di model-based image-matching è quella di poter stimare con maggior accuratezza l'istante d'infortunio facendo riferimento o a una conformazione articolare anomala o a un rapido cambiamento del movimento angolare dell'articolazione (Koga et al., 2010).

Nel 2005 uno studio di Krosshaugh ha messo a confronto la nuova tecnica di model-based image-matching con il sistema optoelettronico utilizzando come campione un soggetto che corre ed esegue dei cambi di direzione (Figura 14). È stato usato un modello scheletrico a 21 componenti e manualmente sono stati abbinati i segmenti corporei con i loro corrispondenti sul modello. In questo modo è stato ricostruito il movimento del modello scheletrico. Il soggetto è stato filmato con tre telecamere e, contemporaneamente, ripreso con un sistema optoelettronico di analisi del movimento.

Introduzione

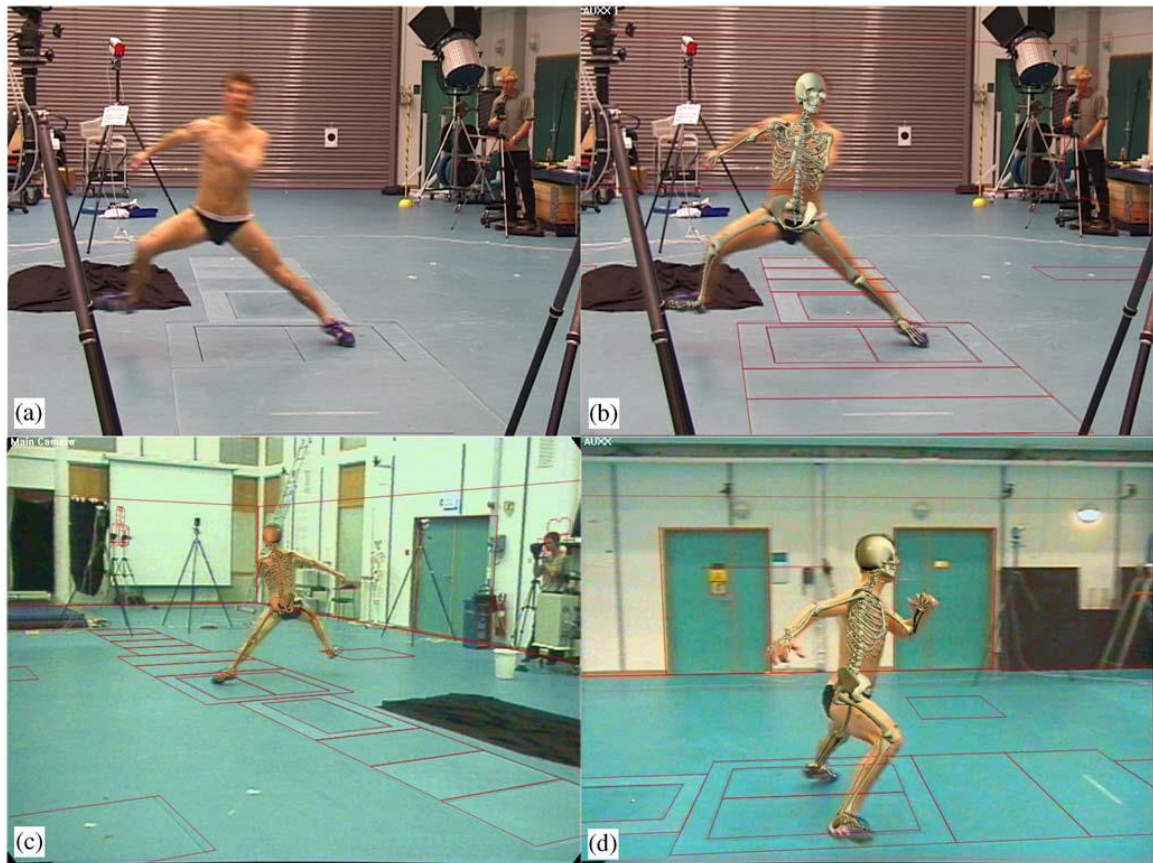


Figura 14: Esempio di calibrazione delle telecamere e modellizzazione dello scheletro (Krosshaugh et al., 2005).

Le differenze di matching ottenute sono dell'ordine della decina di gradi, come si può osservare in Tabella 2.

		Vista da telecamera						
		Posteriore	Laterale	Frontale	Posteriore/ laterale	Posteriore/ frontale	Laterale/ frontale	Posteriore/ laterale/frontale
Anca	Flessione/ estensione	10.8 (18.0)	3.7 (7.9)	6.8 (13.2)	4.7 (8.4)	6.0 (10.4)	4.6 (7.8)	2.6 (6.5)
	Abdo/ adduzione	12.1 (16.2)	13.2 (21.9)	11.3 (16.7)	13.0 (19.6)	14.0 (18.9)	13.1 (17.5)	12.6 (16.5)
	Intra/extra rotazione	6.5 (16)	12.3 (24.4)	7.5 (13.1)	11.8 (22.5)	19.9 (25.1)	15.7 (23.6)	13.9 (23.1)
Ginocchio	Flessione/ estensione	11.6 (20.9)	5.0 (11.4)	10.4 (17.0)	7.5 (12.4)	9.2 (19.2)	10.0 (16.0)	7.5 (12.8)
	Varo/valgo	3.5 (6.0)	4.4 (6.3)	3.9 (8.0)	5.3 (9.2)	3.9 (9.6)	4.7 (11.1)	4.6 (.95)
	Intra/extra rotazione	13.9 (19.5)	11.1 (16.3)	11.0 (15.9)	10.5 (16.2)	9.1 (14.7)	7.5 (13.9)	9.1 (18.8)

Tabella 2: Errore quadratico medio e differenza massima nella cinematica articolare ($^{\circ}$) di anca e ginocchio dell'arto di supporto tra il sistema optoelettronico e la MBIM technique per le sette combinazioni di utilizzo delle telecamere. Le massime differenze sono mostrate in parentesi (Krosshaug et al., 2005).

Tierney et al. nel 2017 hanno pubblicato uno studio in cui si confronta la tecnica MBIM con il sistema optoelettronico. I dati estrapolati erano spostamenti e velocità della testa di un pedone colpito da un'automobile, tale scenario risulta infatti molto simile agli impatti che avvengono in alcuni sport in cui non vengono utilizzate protezioni per il cranio. I risultati ottenuti hanno restituito un errore quadratico medio della tecnica MBIM minore di 20 mm (per gli spostamenti) e di 0.01 – 0.04 rad/s (per le rotazioni). Considerando invece le velocità, la MBIM presentava errori quadratici compresi tra 0.42 – 1.29 m/s (per quelle lineari) e 3.53 – 5.38 rad/s (per quelle angolari). Lo studio concludeva quindi che il metodo MBIM è molto affidabile per le stime degli spostamenti della testa, ma lo è meno per quanto riguarda le velocità.

Questo approccio è stato già utilizzato in alcuni studi scientifici in ambito di medicina dello sport utilizzando un campione piuttosto ristretto. Krosshaug con un articolo del 2007 ha presentato tre casi-studio, considerando un atleta di basket, uno di sci e uno di pallamano, utilizzando rispettivamente quattro, una e tre telecamere. I risultati ottenuti hanno mostrato un aumento nell'angolo di valgo del ginocchio leso, che varia dai 15° a 40° .

Uno studio analogo è stato pubblicato da Koga nel 2010, il quale ha presentato dieci casi, di cui tre di basket e sette di pallamano, ricostruiti a partire da almeno due riprese televisive per ogni infortunio. È emerso che in tutti i casi il ginocchio era esteso al momento del contatto col terreno, istante in cui si è anche verificato un aumento dell'angolo di

abduzione, da 0° a 12°, insieme a un aumento della rotazione esterna anche negli istanti successivi.

1.5. Obiettivo della tesi

Il presente lavoro verte sull'analisi dei meccanismi di rottura del legamento crociato anteriore nei giocatori professionisti di pallacanestro utilizzando la tecnica di model-based image-matching per la ricostruzione tridimensionale dell'infortunio.

Lo studio nasce dall'attuale carenza di studi che analizzano la rottura del LCA mediante MBIM con un numero adeguato di casi. In letteratura gli unici studi proposti sono di Krosshaugh (2007) e Koga (2010) che prendono rispettivamente in considerazione uno e tre casi, mancando pertanto di valenza generale. La carenza di studi con numerosi casi può essere attribuita alla complessità della tecnica e al suo elevato costo computazionale.

Analizzando una casistica più ampia ci si aspetta di trovare pattern comuni che possano chiarire e meglio dettagliare la cinematica d'infortunio. I risultati ottenuti potranno in futuro condurre a un miglioramento della preparazione atletica e dei programmi preventivi dei giocatori che minimizzi il rischio di rottura rafforzando la struttura muscolo-scheletrica.

Capitolo 2 - Materiali e metodi

2.1. Disegno dello studio

Il presente lavoro di tesi consiste in uno studio con disegno osservazionale retrospettivo della rottura del legamento crociato anteriore nella pallacanestro d'élite. Il campione analizzato consiste in 14 giocatori professionisti di sesso maschile e femminile (11 atleti e tre atlete) di età compresa tra 19 e 34 anni, facenti parte della massima lega professionistica americana (NBA e WNBA) e nel più prestigioso campionato europeo (Eurolega, Turkish Airlines Euroleague Basketball) a livello commerciale.

La scelta dei campionati è stata basata sul livello atletico e tecnico delle squadre partecipanti che può essere confrontato in maniera oggettiva. A partire dal 1978, infatti, squadre NBA ed europee, militanti della FIBA European Champions' Cup (diventato poi Eurolega), si sono sfidate in diversi tornei e partite amichevoli. Tra i principali tornei disputati vi era il McDonald's Championship, una competizione internazionale che vedeva una squadra della National Basketball Association contro squadre di club di prestigio di Europa, Australia e Sud America. La prima competizione si è tenuta nel 1987 ed è continuata ogni anno fino al 1991, quando il torneo è passato a un evento biennale interrotto nel 1999. A partire dal 1995 fino al 2000 si è giocata la Naismith Cup, un evento tra le due principali squadre NBA canadesi, diventata poi nel 2003 una partita internazionale tra i Toronto Raptors e una squadra europea.

Il presente studio prende in considerazione gli infortuni da non contatto o con contatto indiretto avvenuti a partire dal 2 Gennaio 2016 fino al 31 Gennaio 2022.

2.2. Identificazione degli infortuni

Il campionato di NBA comprende 30 squadre (29 sul territorio statunitense, una su quello canadese) e conta, nella stagione regolare, un totale di 82 partite per ogni squadra. Il numero elevato di partite e la loro cadenza giornaliera ha portato perciò ad una ricerca quotidiana degli infortuni.

A causa dell'impossibilità nel reperire i referti dello staff medico delle squadre, la ricerca degli infortuni è stata svolta online attraverso database e pagine di social network. I

Materiali e metodi

database principalmente consultati per i campionati di NBA e WNBA sono stati i siti e app ufficiali (NBA e WNBA) e il sito Rotowire, mentre per l'Eurolega ufficiale del torneo e il sito Dunkest. Per quest'ultima, la ricerca è stata svolta con frequenza settimanale in quanto questo torneo si gioca infrasettimanalmente (il giovedì o il venerdì). Un'ulteriore conferma degli infortuni occorsi è avvenuta grazie agli aggiornamenti quotidiani delle pagine social (Instagram e Twitter) dei club stessi.

Dopo aver individuato l'infortunio sono stati consultati i comunicati stampa ufficiali del club d'appartenenza del giocatore. Questo studio si basa sulla video analisi degli infortuni, perciò è necessario che l'infortunio sia avvenuto durante una partita di campionato in quanto non sono disponibili riprese televisive degli allenamenti e delle amichevoli precampionato (preseason NBA e WNBA).

Le riprese video degli infortuni NBA e WNBA sono state ottenute dalla piattaforma digitale di Youtube (Youtube LLC, San Bruno, USA) e dai canali di trasmissione ufficiali dei campionati NBA e WNBA (NBA League Pass e WNBA League Pass, Media Ventures, LLC, USA). Gli infortuni avvenuti in Eurolega sono più difficilmente reperibili a causa dei diritti televisivi, perciò è stata utilizzata, oltre a Youtube, la piattaforma Eurosport Player (Dplay Entertainment Limited, Londa, Regno Unito).

2.2.1. Analisi video

I video utilizzati nello studio sono stati analizzati successivamente usando il software Kinovea (v. 0.8.15, KinoveaInk, Bordeaux, Francia).

La prima caratteristica individuata per la classificazione degli infortuni è stata la tipologia di interazione tra il giocatore infortunato e quello in contrasto con esso, definita in tre categorie: non contatto, contatto indiretto e contatto diretto. Quest'ultimo caso non rientra nel campione valutato in quanto l'obiettivo primario di questo lavoro è la comprensione del meccanismo di rottura del legamento crociato anteriore in modo da poterne migliorare la prevenzione, e il contatto diretto è l'unica situazione di gioco per cui non è possibile definire dei programmi di allenamento utili a tale scopo data l'imprevedibilità (e la traumaticità) del caso.

Individuati gli infortuni utili allo studio, è stato quindi possibile scegliere le riprese da utilizzare per l'analisi. Il caso migliore è quello in cui le riprese sono ortogonali tra loro in modo da visualizzare al meglio il movimento del giocatore; in quello peggiore le telecamere

hanno angolazioni simili permettendo di conseguenza una descrizione del movimento più limitata.

In ogni ripresa sono stati poi identificati il frame di contatto con il terreno (IC, *Initial Contact*), per valutare la configurazione del piede dell'arto infortunato in quell'istante, e il frame di infortunio (IF, *Injury Frame*), con l'aiuto di un operatore esperto, calcolando il tempo in millisecondi dall'IC.

Per la ricostruzione tridimensionale è stato necessario raccogliere tramite Kinovea le immagini delle diverse riprese di ogni giocatore ogni 0.1 s, coprendo un arco temporale di 0.5 s prima dell'IC e 0.3 s dopo, ottenendo in questo modo nove frame. I video replay trasmessi in televisione sono spesso rallentati per evidenziare una particolare azione; di conseguenza la scelta delle immagini in questi video non ha seguito una determinata cadenza temporale, ma sono state scelte manualmente in modo da mantenere determinati riferimenti univocamente sia nelle riprese a velocità normale sia in quelle in *slow motion* (ad esempio posizione della palla, contatto di un piede con il terreno).

Parallelamente sono stati raccolti alcuni dati descrittivi della situazione di gioco in cui è avvenuto l'infortunio:

1. La *data* dell'infortunio.
2. La *partita*, l'*orario* di inizio e la *competizione* di cui fa parte.
3. Alcune *caratteristiche anagrafiche e fisiche* del giocatore (Tabella 3).
4. Il *minuto* in cui è avvenuto l'infortunio e i *minuti già giocati* prima dell'infortunio.
5. La *posizione* del giocatore nel campo al momento dell'infortunio secondo la suddivisione qui proposta (Figura 15).
6. La *situazione di gioco* al momento dell'infortunio (difensiva od offensiva).
7. L'*azione di gioco* precedente all'infortunio (*dribbling*, *lay-up*, passaggio o altro).

Nel caso di infortunio da contatto indiretto, è stata indicata la parte del corpo in cui è avvenuta la perturbazione esterna prima e durante la rottura del LCA.

Materiali e metodi

Id	Player	Competizione	Età	Nazionalità	Ruolo	Peso [kg]	Altezza [cm]	Tipo di infortunio
1	Isaac	NBA	24	Statunitense	Ala Grande	104.3	211	Non contatto
2	Bryant	NBA	24	Statunitense	Pivot	112.5	208	Contatto indiretto
3	Thompson	NBA	32	Statunitense	Guardia	97.5	198	Contatto indiretto
4	Parker	NBA	27	Statunitense	Ala Grande	111.1	203	Contatto indiretto
6	Hartley	WNBA	29	Statunitense/ Francese	Guardia	67	173	Non contatto
7	Garino	EUROLEGA	28	Argentino/ Italiano	Ala Piccola	92	201	Contatto indiretto
8	Murray	NBA	25	Canadese	Guardia	94	193	Non contatto
9	Shepard	WNBA	25	Statunitense	Ala piccola	90	198	Non contatto
10	Lyttle	WNBA	38	Grenadina/ Spagnola	Centro	79	196	Contatto indiretto
11	Leonard	NBA	30	Statunitense	Ala piccola	104	201	Contatto indiretto
12	Dozier	NBA	25	Statunitense	Guardia	93	198	Contatto indiretto
13	Lewis	NBA	22	Statunitense	Playmaker	75	191	Non contatto
14	Rubio	NBA	31	Spagnola	Playmaker	86	193	Non contatto
15	Ingles	NBA	32	Australiano/ Britannico	Ala piccola	102	203	Contatto indiretto

Tabella 3: Caratteristiche anagrafiche, fisiche, di gioco e di infortunio del campione di giocatori studiato.

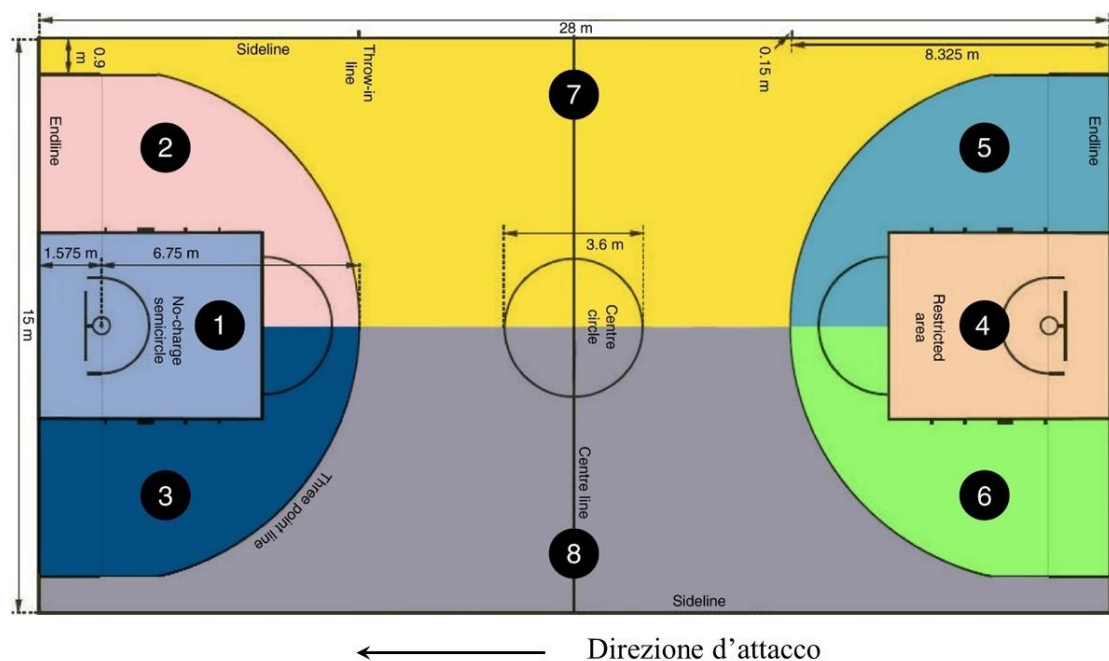


Figura 15: Divisione proposta del campo da gioco. Sono state individuate tre zone a loro volte suddivise in aree: zona d'attacco (aree 1, 2, 3), zona di difesa (aree 4, 5, 6) e zona di transizione (aree 7, 8).

2.3. Model – based image – matching technique

Per la ricostruzione della meccanica di rottura del legamento crociato anteriore dei giocatori di pallacanestro è stata usata la model-based image-matching technique. Il software utilizzato è Blender (Blender Foundation, Amsterdam, Paesi Bassi), programma open source di animazione e modellazione tridimensionale.

All'interno della piattaforma è possibile trovare sia modelli di oggetti precostruiti (linee, piani, solidi elementari), ma anche modelli di telecamere con nove gradi di libertà traslazionali e rotazionali. Blender offre inoltre la possibilità di modificare le proprietà della lente virtuale, lavorando su lunghezza focale (mm) o campo visivo ($^{\circ}$), e soprattutto di aggiungere un'immagine di sfondo, funzione fondamentale per il lavoro di tesi in quanto tramite questa operazione è possibile effettuare la calibrazione delle telecamere in modo da ottenere la miglior sovrapposizione dello scheletro virtuale con quello dell'immagine della ripresa televisiva.

La calibrazione è stata realizzata dapprima creando un campo di gioco virtuale di dimensioni simili a quelle di un campo reale. Per ogni frame si è quindi posizionata la telecamera virtuale in modo da far coincidere nel miglior modo possibile le linee e altri riferimenti visibili (Figura 16).



Figura 16: Calibrazione della telecamera. È possibile notare come le linee tratteggiate del campo virtuale si sovrappongano a quelle del campo reale.

Materiali e metodi

Successivamente è stato importato all'interno del campo il modello di uno scheletro tridimensionale scaricato dal sito cgtrader.com (Figura 17).

Il modello utilizzato è composto da 39 segmenti e 66 gradi di libertà. Ogni articolazione ha tre gradi di libertà rotazionali, espressi come angoli di Eulero secondo la sequenza di rotazioni "ZYX".



Figura 17: Modello scheletrico utilizzato nel presente lavoro. Su ogni articolazione è presente un elemento piramidale, attraverso il quale è possibile modificare l'orientazione delle stesse.

Per ogni frame considerato lo scheletro è stato spostato all'interno del campo virtuale in modo da far sovrapporre il bacino con le immagini televisive; il bacino è l'unico segmento ad avere gradi di libertà traslazionali, ed è stato scalato affinché i segmenti corporei ricalcassero quanto più possibile le dimensioni antropometriche dell'atleta. Successivamente sono stati ruotati i vari segmenti per completare la corrispondenza degli arti, partendo da quelli prossimali (cosce e colonna vertebrale) e proseguendo distalmente.

Il procedimento di matching è stato ripetuto per i nove key-frame scelti, mentre per i frame intermedi (cinque ogni 0.1 s) si è sfruttata la funzione di interpolazione di Blender (Bezier interpolation mode) in grado di ricostruire in modo autonomo il movimento dello scheletro utilizzando f-curves di tipo cubico.

In questo modo si è ottenuta un'animazione del modello scheletrico il più possibile simile al movimento del giocatore prima e dopo l'infortunio. A questo punto sono stati estrapolati gli angoli articolari di bacino, anca, ginocchio, caviglia di entrambi gli arti inferiori.

La convenzione degli angoli articolari utilizzata per l'analisi è presentata in Tabella 4.

Articolazione	Asse	Positivo	Negativo
Bacino	X	Anteroversione	Retroversione
	Y	Rotazione antioraria	Rotazione oraria
	Z	Innalzamento LASI	Innalzamento RASI
Anca destra	X	Rotazione esterna	Rotazione interna
	Y	Abduzione	Adduzione
	Z	Estensione	Flessione
Anca sinistra	X	Rotazione interna	Rotazione esterna
	Y	Adduzione	Abduzione
	Z	Estensione	Flessione
Ginocchio destro	X	Rotazione esterna	Rotazione interna
	Y	Abduzione	Adduzione
	Z	Flessione	Estensione
Ginocchio sinistro	X	Rotazione interna	Rotazione esterna
	Y	Adduzione	Abduzione
	Z	Flessione	Estensione
Caviglia destra	X	Supinazione/inversione	Pronazione/eversione
	Y	Rotazione esterna	Rotazione interna
	Z	Plantarflessione	Dorsiflessione
Caviglia sinistra	X	Pronazione/eversione	Supinazione/inversione
	Y	Rotazione interna	Rotazione esterna
	Z	Plantarflessione	Dorsiflessione

Tabella 4: Convenzioni degli angoli articolari utilizzati su Blender (RASI: right anterior superior iliac spine; LASI: left anterior superior iliac spine).

2.4. Estrazione degli angoli articolari

Per l'analisi della cinematica è stato necessario estrarre i dati relativi agli angoli articolari da Blender. L'esportazione è stata eseguita utilizzando uno script scritto in linguaggio Python (

Script 1) all'interno del software stesso in un ambiente dedicato.

```
import bpy
from math import degrees

blenderCipher=open('Cartella_destinazione/Articolazioni_nome_cestista.txt','w')

for bone in bpy.context.selected_pose_bones:
    blenderCipher.write('\n'+bone.name+'\n')
    for i in range(frame_iniziale, frame_finale+1):
        bpy.context.scene.frame_set(i)
        blenderCipher.write('\n')
        blenderCipher.write(str(degrees(bone.rotation_euler.x)) + ";" +
str(degrees(bone.rotation_euler.y)) + ";" + str(degrees(bone.rotation_euler.z)))

blenderCipher.close()
```

Script 1: Codice Python per l'estrazione degli angoli d'interesse (bacino, anche, ginocchia e caviglie).

Un'operazione necessaria per l'estrazione dei dati è la selezione della modalità "Pose mode" che permette di analizzare separatamente le diverse articolazioni, in questo modo è stato possibile selezionare solo quelle di interesse (caviglie, ginocchia, anche e bacino).

Le prime due righe servono a introdurre il modello Python "bpy" e l'unità di misura "grad" nell'ambiente di lavoro. Nella terza riga si inserisce la destinazione nel computer dove verrà creato il file di testo contenente gli angoli e il relativo nome.

In seguito, si avvia un ciclo for all'interno del quale vengono scritti nel documento, per tutte le articolazioni selezionate, il nome dell'articolazione, gli angoli di Eulero di rotazione espressi in gradi e il frame d'interesse, compresi quelli di interpolazioni. Concluso il ciclo il file di testo viene chiuso e salvato.

I dati così ottenuti sono stati poi importati in Excel (Microsoft Corporation, Redmond, USA) per essere poi elaborati in Matlab (MathWorks Inc, Natick, USA).

Di seguito è presentato uno schema che riassume il processo di analisi dei dati (Figura 18).

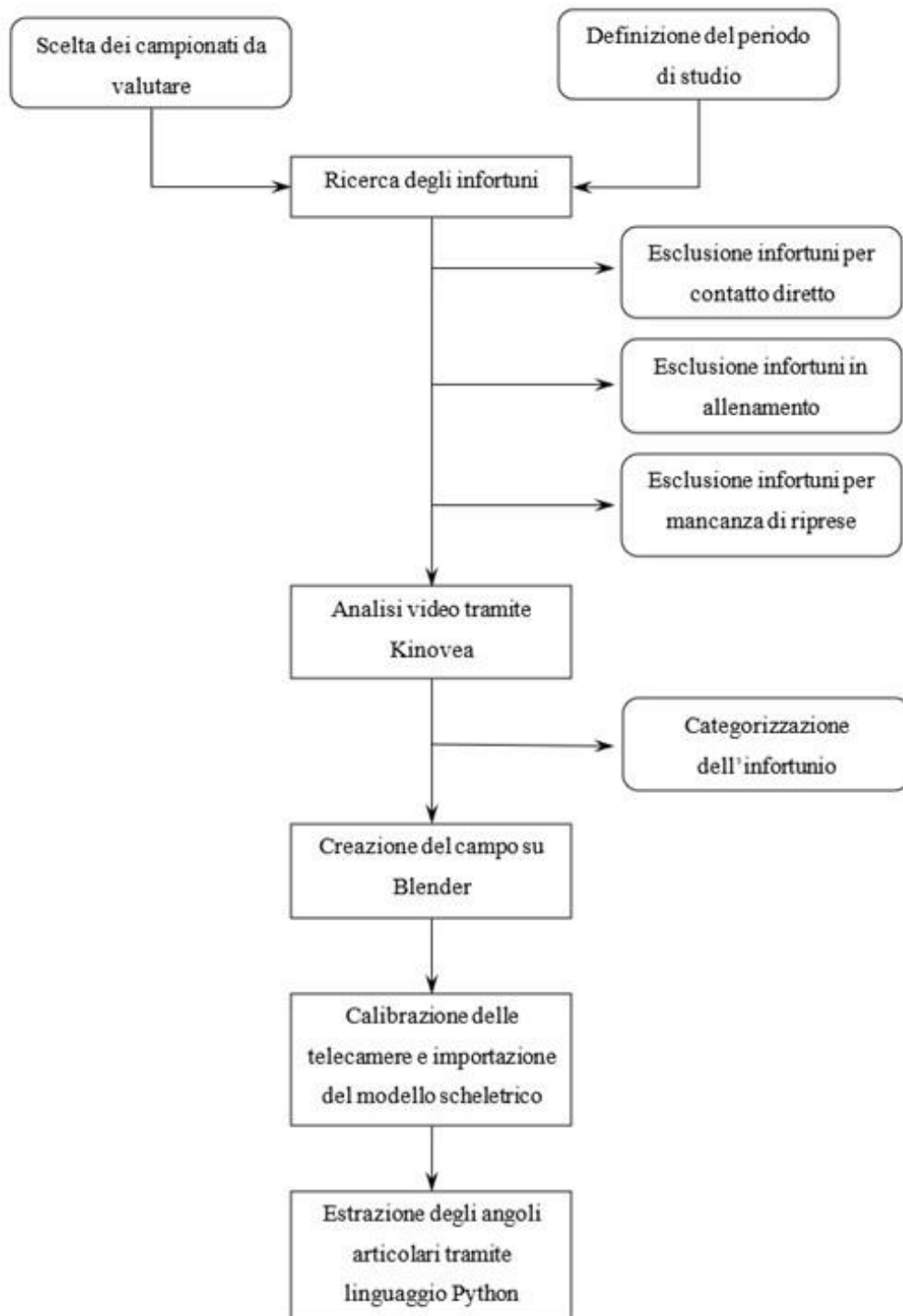


Figura 18: Diagramma a blocchi della procedura di analisi descritta in questo capitolo.

2.5. Analisi statistica

Le variabili considerate in questo studio sono state presentate in termini di frequenze assolute e relative e successivamente analizzate tramite il *Chi-square* (χ^2) “*Goodness of fit*” test, che permette di capire se i dati seguono una distribuzione specifica ipotizzata.

Il livello di significatività (α) scelto è pari a 0.05; gli output del test sono il valore di probabilità (p-value) e i valori di χ^2 .

Una volta individuate le variabili continue relative ai giocatori (età al momento dell’infortunio, il minuto in cui è avvenuta la rottura, i minuti precedentemente giocati, la differenza tra IC e IF in millisecondi), ne è stata verificata la continuità attraverso il Kolmogorov-Smirnov Test e successivamente sono state presentate in termini di media e deviazione standard (STD).

Le variabili legate alla cinematica delle articolazioni di interesse sono state analizzate utilizzando la mappatura statistica parametrica (*Statistical Parametric Mapping, SPM*), la quale permette di effettuare test su famiglie di dati variabili nel tempo.

Nel presente lavoro, la SPM è stata applicata a ogni grado di libertà delle articolazioni per appurare l’esistenza di una differenza statistica tra i tre principali contesti situazionali in cui avviene l’infortunio (arresto, atterraggio e sidestep).

Per ogni movimento articolare il codice Matlab costruisce due grafici (Figura 19): quello in alto mostra la variazione angolare media dell’articolazione per le situazioni di gioco sopracitate nell’intervallo di tempo considerato; quello in basso rappresenta l’output statistico scalare $SPM\{F\}$ per cui si è scelta una soglia di significatività pari a 0.001. Mediante quest’ultimo grafico è possibile individuare gli intervalli in cui esiste una differenza statisticamente significativa fra le curve delle diverse situazioni di gioco.

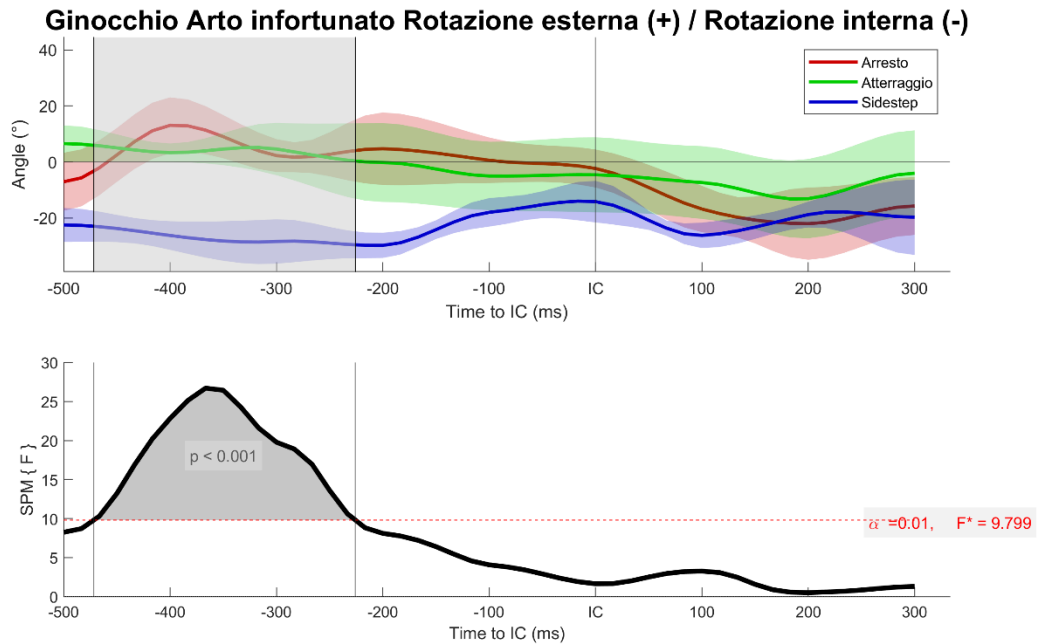


Figura 19: Grafici prodotti dallo script di Matlab, nell'esempio relativo alla rotazione del ginocchio. Il pannello superiore mostra la cinematica articolare media dell'articolazione per le situazioni di gioco di arresto, atterraggio e sidestep nell'intervallo di tempo considerato; quello in basso rappresenta l'output statistico scalare $SPM\{F\}$.

Per questi intervalli sono stati condotti test *post-hoc* che, a differenza della $SPM\{F\}$ che esegue un'analisi complessiva, compiono un confronto appaiato tra le combinazioni delle tre situazioni di gioco, in modo da evidenziarne le differenze.

Per questo motivo è stata aggiunta all'interno del codice Matlab una sezione che esegue l'analisi *post-hoc* ogni volta che lo script riconosce un superamento della soglia di significatività stabilita; in particolare i confronti sono effettuati tra le coppie arresto-atterraggio, arresto-sidestep, atterraggio-sidestep.

Per questa analisi è stato usato il pacchetto "spm1d" per Matlab nella versione 0.4, disponibile sul sito Spm1d.org/index.html.

Capitolo 3 - Risultati

Nel corso del periodo considerato sono stati individuati 31 casi di infortunio del legamento crociato anteriore nelle competizioni selezionate. A causa dell'insufficiente numero di riprese disponibili sono stati scartati 7 giocatori, mentre altri due sono stati esclusi in quanto l'infortunio è avvenuto per contatto diretto. Dei restanti non è stato possibile ricostruire il meccanismo d'infortunio di altri 6 atleti a causa della presenza di un pannello pubblicitario che impediva la visione del contatto al terreno oppure per via della durata troppo breve delle scene. Inoltre, una giocatrice si è infortunata in *preseason* e non è quindi disponibile la ripresa dell'infortunio, mentre per un'altra non è stato possibile riconoscere il momento esatto d'infortunio in quanto ha continuato a giocare nonostante la lesione subita.

Il presente studio si è basato quindi sull'analisi dell'infortunio di 14 giocatori; di questi il 43% è avvenuta per non contatto (6 giocatori) mentre il restante è dovuto a contatto indiretto. In Figura 20 viene schematizzata la selezione dei casi in esame. Per ogni atleta è stato possibile applicare la tecnica di model-based image-matching per la ricostruzione del movimento avendo a disposizione almeno due video dell'infortunio su diverse angolazioni.

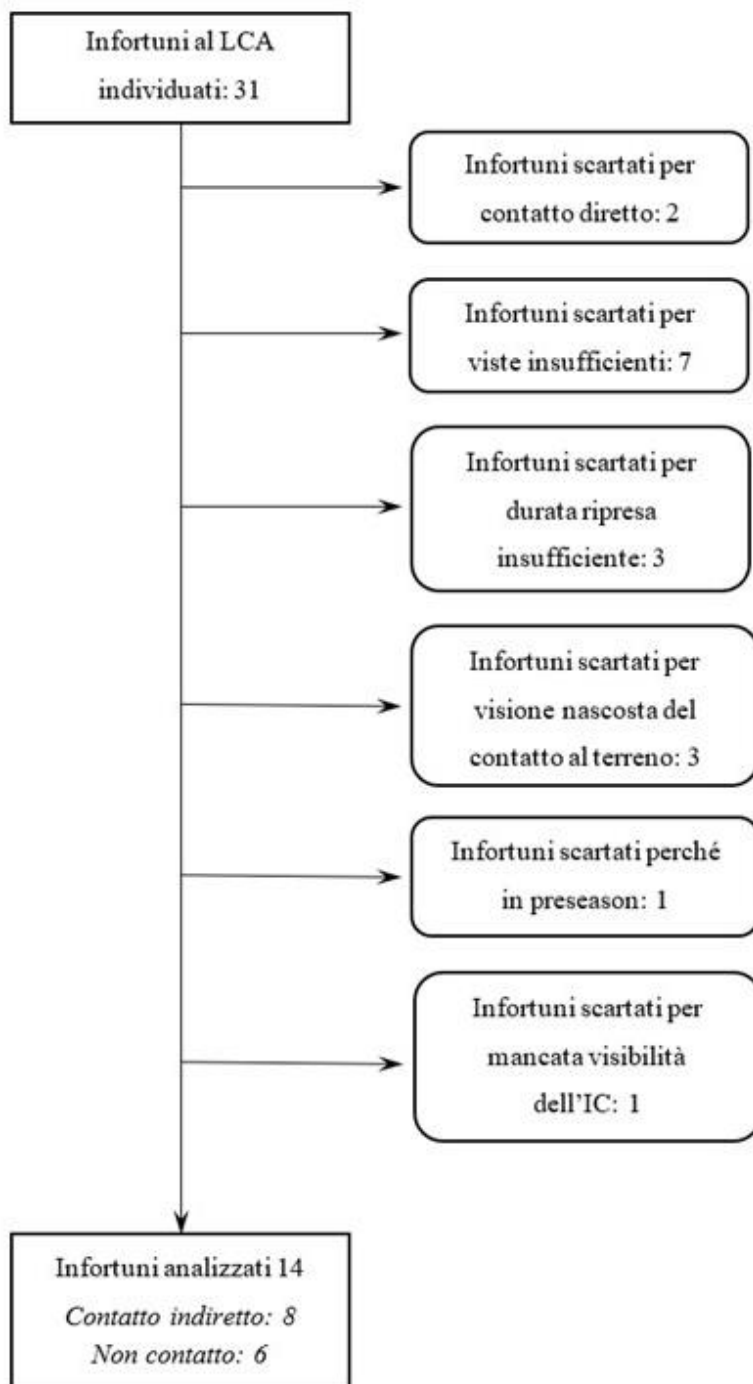


Figura 20: Schema di inclusione ed esclusione dei casi considerati.

3.1. Pattern situazionale

Dopo aver individuato gli infortuni al legamento crociato anteriore si è passati alla contestualizzazione dell'infortunio sulla base di variabili come il momento d'infortunio, i minuti precedentemente giocati, la tipologia d'infortunio e di appoggio al terreno.

Nei casi considerati si evidenzia come l'infortunio avvenga soprattutto all'inizio del terzo periodo di gioco, precisamente dopo 26 minuti (STD = 15 minuti) con una media di minuti già giocati di 18 (STD = 12 minuti).

Sono state individuate cinque possibili azioni che il giocatore ha compiuto prima dell'infortunio. Il 43% degli atleti stava effettuando un movimento di *lay-up* (tiro in corsa a canestro), il 36% stava palleggiando e il restante 21% è equamente distribuito tra l'azione di rimbalzo, schiacciata e tiro.

Un parametro che mostra grande disparità è la fase di gioco: il 93% degli infortuni avviene durante la fase offensiva e tutti con il possesso della palla. Risulta quindi presente una significatività statistica ($p=0.003$) sia tra fase offensiva e difensiva del gioco sia nel possesso di palla da parte del giocatore che subisce infortunio.

Nonostante la distribuzione della tipologia di contatto non raggiunga la significatività statistica ($p=0.777$), si può notare come il 57% dei giocatori individuati subisca una lesione al legamento crociato anteriore a causa di un contatto indiretto. Precisamente il 71% di questi contatti è legato, nel frame d'infortunio, a perturbazioni sugli arti superiori, mentre il restante per contatto all'arto non infortunato. Nei frame precedenti all'infortunio è presente una differenza statisticamente significativa tra coloro che subiscono un contatto indiretto sulla parte superiore del corpo e coloro che invece lo subiscono sugli arti inferiori ($p=0.001$). Questa differenza non è invece presente nel momento d'infortunio.

Nei casi analizzati possiamo inoltre constatare la presenza di nove casi certi di infortunio con collasso in valgo del ginocchio infortunato, di cui il 31% avvenuto in giocatrici femmine.

In questo studio sono stati estrapolati gli angoli articolari distinguendo tre meccanismi di gioco: arresto, atterraggio e *sidestep*. Il 42% dei giocatori si è lesionato il legamento crociato anteriore durante un arresto, i rimanenti atterrando ed effettuando un cambio rapido di direzione (entrambi i casi pari al 29%). Le tre situazioni di gioco analizzate non

presentano però nessuna differenza statisticamente significativa, probabilmente a causa della bassa numerosità del campione analizzato.

Un'ulteriore variabile di potenziale interesse è il ruolo del giocatore infortunato. Il ruolo di guardia e di ala piccola rappresentano entrambe il 29% del campione analizzato, mentre il restante è equamente suddiviso tra i ruoli di playmaker, ala grande e centro. Dall'analisi statistica però il ruolo ricoperto dal giocatore non presenta alcuna significatività. In Tabella 5 sono riassunte le variabili prese in considerazione.

Parametro	Valore	n.	%	χ^2	p
Situazione di gioco precedente all'infortunio	Offensiva	13	93	8.64	0.003
	Difensiva	14	7		
Azione di gioco precedente all'infortunio	Palleggio	5	36	8.86	0.064
	Lay-up	6	43		
	Schiacciata	1	7		
	Rimbalzo	1	7		
	Tiro	1	7		
Meccanismo d'infortunio	Non contatto	6	43	0.08	0.777
	Contatto indiretto	8	57		
Contatto del giocatore precedente all'infortunio	Sì	8	57	0.08	0.773
	No	6	43		
Se contatto precedente all'infortunio, dove?	Parte superiore del corpo	8	100	6.12	0.013
	Bacino	0	0		
	Arto infortunato	0	0		
	Arto non infortunato	0	0		
Contatto del giocatore nel frame d'infortunio	Sì	7	50	0	1
	No	7	50		
Se contatto nel frame d'infortunio, dove?	Parte superiore del corpo	5	71	0.58	0.446
	Bacino	0	0		
	Arto infortunato	0	0		
	Arto non infortunato	2	29		
Pattern meccanico	Arresto	6	42	0.58	0.748
	Atterraggio	4	29		
	Sidestep	4	29		
Ruolo	Playmaker	2	14	1.71	0.789
	Guardia	4	29		
	Ala piccola	4	29		
	Ala grande	2	14		
	Centro	2	14		

Tabella 5: Pattern situazionale negli infortuni al legamento crociato anteriore valutati in questo studio.

Dalla Figura 21 è possibile notare la distribuzione spaziale degli infortuni. La posizione nel campo del giocatore all'istante d'infortunio è una variabile che mostra una marcata significatività ($p < 0.0001$), infatti il 79% delle lesioni si è concentrato nell'area di tiro offensiva, mentre il restante è distribuito equamente tra l'area dei tre punti offensiva destra e sinistra e un'area definita come di transizione, sempre offensiva.

L'unico caso di infortunio in fase di gioco difensiva si è registrato sempre nell'area di tiro offensiva, in quanto il giocatore stava catturando un rimbalzo offensivo nella corrispondente area.

L'area di tiro risulta quindi essere la zona in cui si concentrano maggiormente gli infortuni a testimonianza del fatto che quando il gioco diventa più rapido e finalizzato a conclusione a canestro, il rischio di infortunio aumenta.

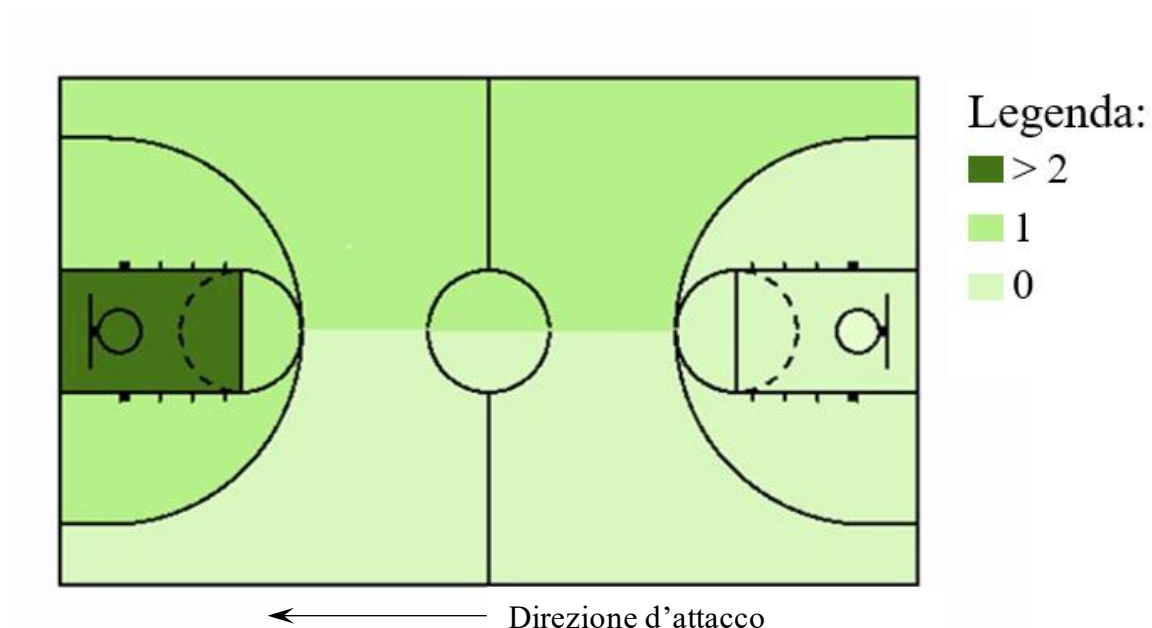


Figura 21: Distribuzione spaziale degli infortuni al legamento crociato anteriore analizzati.

3.2. Meccanismo d'infortunio

Le caratteristiche descrittive del meccanismo d'infortunio sono presentate in Tabella 6.

L'istante di contatto al terreno (IC) è stato ricavato mediante l'analisi dei frame video, mentre il momento di infortunio (IF) è stato stimato con la partecipazione di un operatore esterno sulla base di dettagli morfologici durante il movimento. L'intervallo medio che separa i due frame è pari a 43 ms (STD=22.5 ms).

Risultati

Dall'analisi qualitativa risulta evidente che esiste una significatività statistica nel pattern di atterraggio del piede ($p=0.039$): i giocatori tendono maggiormente ad usare l'avampiede e il tallone (entrambi pari al 35.7% dei casi), mentre pochi atterrano con la parte laterale del piede, in un caso supinando e in tre casi pronando il piede stesso.

Nella quasi totalità dei casi considerati (78.6%), il giocatore ha appoggiato solo il piede dell'arto infortunato al terreno nell'istante d'infortunio. Nei casi restanti in cui al momento d'infortunio entrambi i piedi erano a contatto con il terreno, si nota comunque come l'arto caricato sia sempre quello infortunato. In solo un caso non è stato possibile stabilire correttamente l'appoggio in quanto il piede del giocatore è atterrato su quello di un avversario.

Un altro elemento che emerge è la presenza del collasso mediale in valgo, verificatasi nel 62.3% dei casi, che presenta significatività ($p=0.0462$) seppur sia molto vicina alla soglia prestabilita e pertanto la sua rilevanza è strettamente legata al numero di casi complessivo e alla soglia scelta.

Parametro	Valore	n.	%	χ^2	p		
Pattern di atterraggio del piede nel frame di contatto al terreno	Avampiede	5	35.7	11.73	0.039		
	Aspetto laterale del piede, supinato	1	7.1				
	Aspetto laterale del piede, pronato	3	21.4				
	Tallone	5	35.7				
	Tallone leggermente pronato	0	0				
	Tallone leggermente supinato	0	0				
	Piedi sul terreno nel frame di infortunio	Uno	11			78.6	13.02
Due	2	14.3					
Incerto	1	7.1					
Arto caricato nel frame d'infortunio	Arto infortunato	14	100	12.08	0.001		
	Arto non infortunato	0	0				
	Si	9	62.3			6.15	0.046
	No	3	21.4				

Collasso mediale in valgo dell'arto infortunato	Incerto	2	14.3
----------------------------------------------------------------	---------	---	------

Tabella 6: Parametri del meccanismo di infortunio nel campione analizzato ($n=14$).

3.3. Cinematica articolare

Attraverso l'uso del software Matlab è stato possibile calcolare istante per istante i valori angolari delle articolazioni prese in considerazione per ognuno dei cestisti analizzati.

Attraverso la SPM è stato possibile identificare in modo quantitativo le finestre temporali in cui esiste una significatività fra i valori angolari medi raggiunti dalle articolazioni nelle tre situazioni di gioco considerate: atterraggio, arresto e sidestep.

I grafici rappresentano l'andamento delle variabili cinematiche in termini di media e deviazione standard; ogni colore rappresenta una situazione di gioco diversa.

3.3.1. Analisi della cinematica articolare del bacino

1. *Anteroversione e retroversione*: dal grafico (Figura 22) non si evidenziano zone di significatività. Si nota come all'IC il bacino sia in retroversione sia durante un cambio di direzione sia durante un atterraggio (-0.37° , -5.3° rispettivamente). In arresto il bacino invece compie un movimento di anteroversione di 4.7° .

Risultati

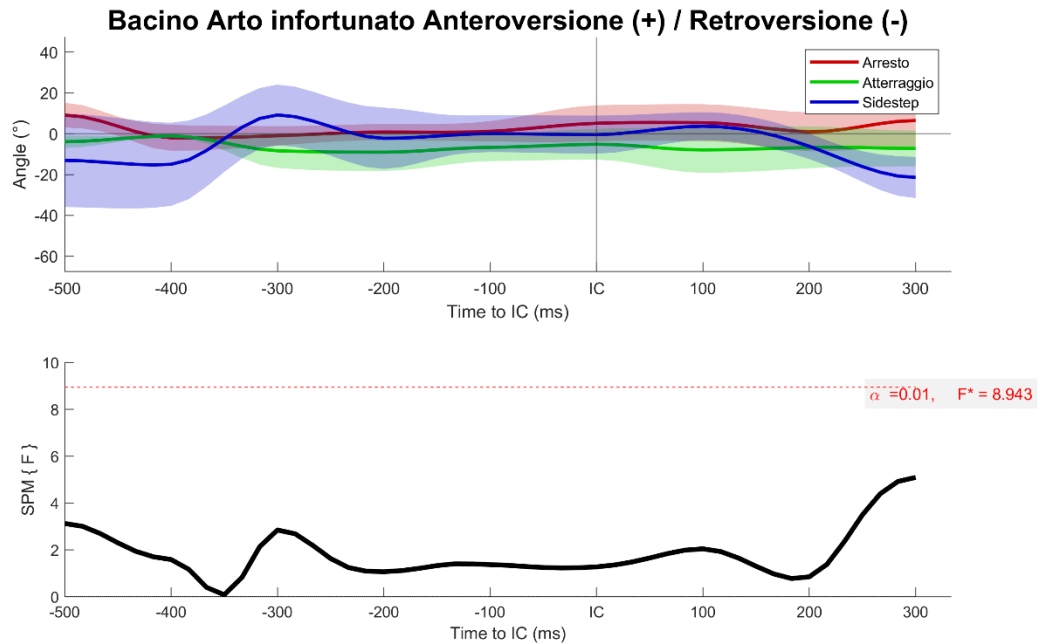


Figura 22: Cinematica articolare del bacino nel piano sagittale.

2. *Inclinazione*: anche in questo caso il grafico in Figura 23 non sono presenti differenze significative tra i meccanismi situazionali; al momento di contatto al terreno il bacino tende ad essere più inclinato verso il lato infortunato nella situazione di atterraggio (-2.2°), mentre in arresto e sidestep i giocatori tendono a inclinare il bacino maggiormente verso l'arto sano (7.7° e 2.7° rispettivamente).

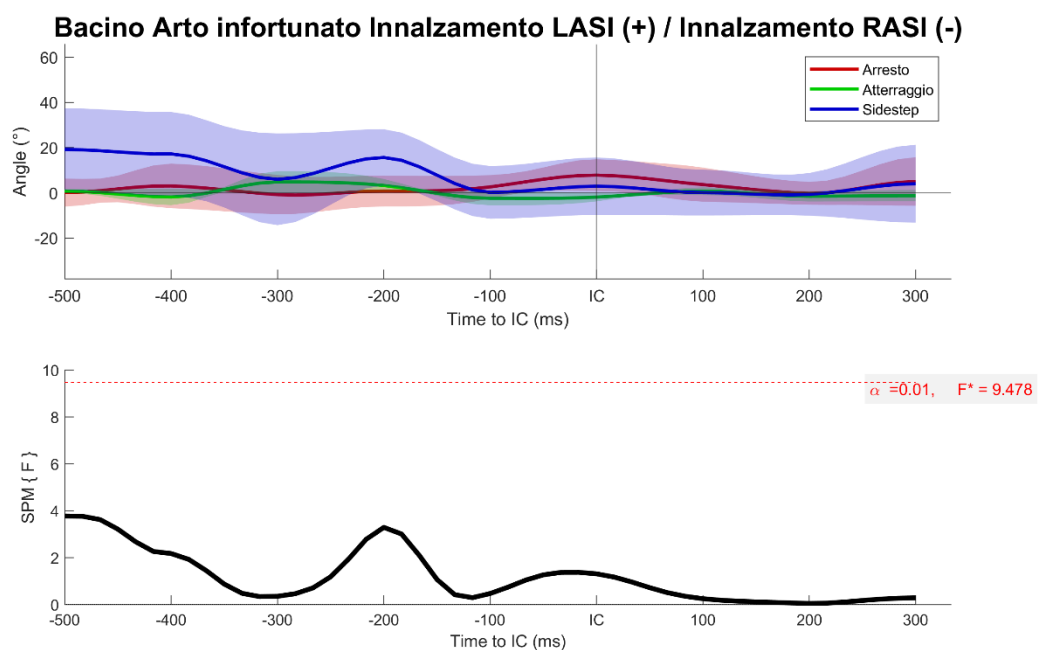
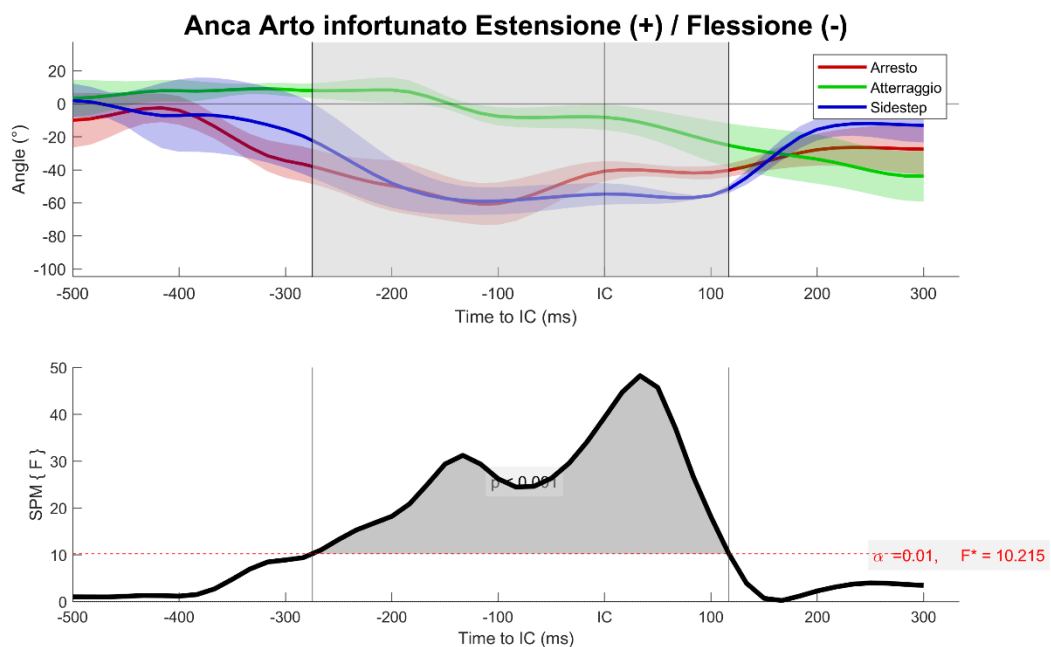


Figura 23: Cinematica articolare del bacino nel piano frontale.

3.3.2. Analisi della cinematica articolare dell'anca

1. *Flessione ed estensione*: dal grafico (Figura 24) risulta un ampio cluster in cui emergono differenze significative, in particolare tra 285 ms prima dell'IC e 115 ms dopo; questa è dovuta principalmente alle differenze tra le situazioni di gioco di arresto e atterraggio nei confronti del cambio di direzione. Si può notare infatti come i tre meccanismi portino ad avere flessione dell'anca nel frame di contatto iniziale con il terreno, in particolare l'atterraggio tende ad aver un valore angolare di flessione molto minore di sidestep e arresto (rispettivamente -7.8° , -55° e -43°). Lo stesso andamento si osserva anche nell'arto controlaterale con una piccola zona di significatività statistica 30 ms prima del contatto con il terreno. Questa è dovuta principalmente a causa dell'elevata differenza angolare tra sidestep (-17.4°) e atterraggio (-80.7°).



Risultati

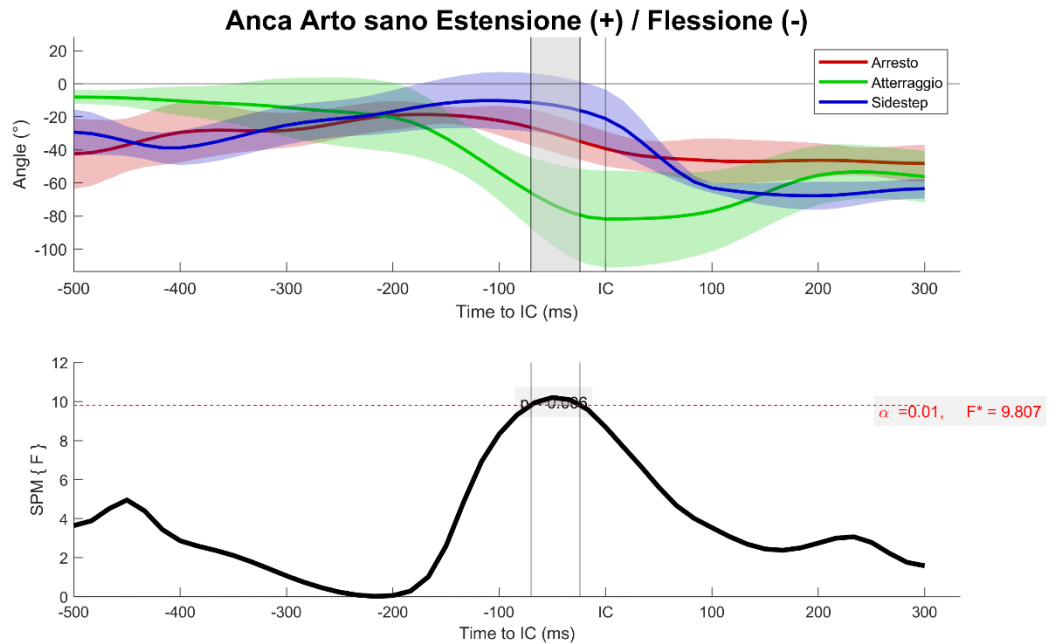
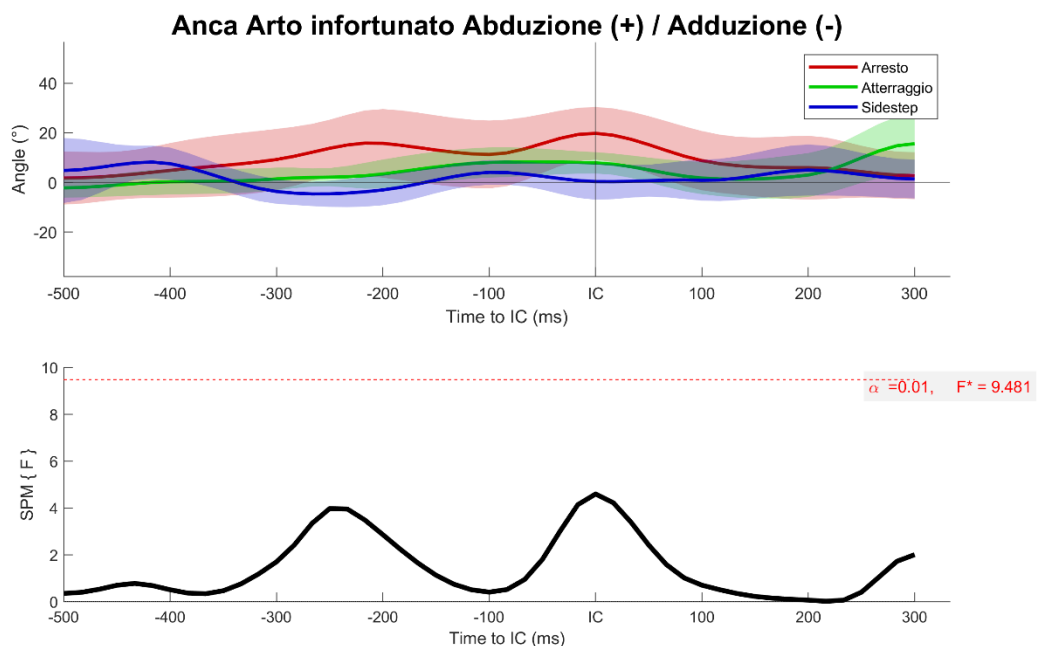


Figura 24: Cinematica articolare dell'anca nel piano sagittale dell'arto sano e infortunato.

2. *Abduzione e adduzione*: dalla Figura 25 non risultano differenze significative nel piano coronale. Si può notare come in tutti i meccanismi analizzati l'anca sia abdotta (19.3° in arresto, 8.1° in atterraggio e 0.78° in sidestep). Questa tendenza è confermata anche nell'arto sano, fatta eccezione per il cambio di direzione che porta a una leggera adduzione dell'anca nell'istante di contatto iniziale (-1°).



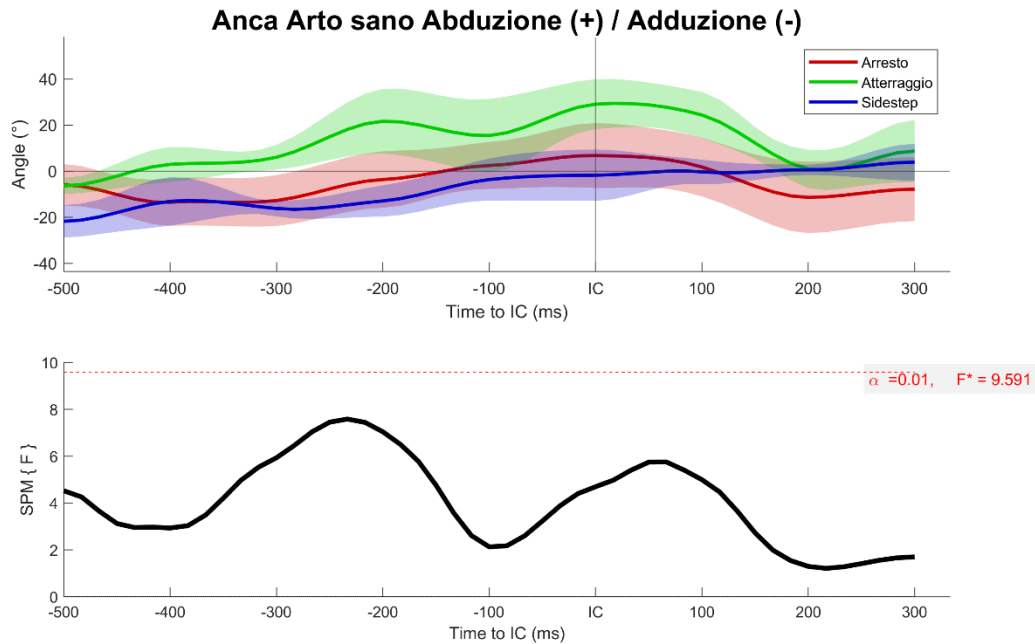


Figura 25: Cinematica articolare dell'anca nel piano frontale dell'arto sano e infortunato.

3. *Rotazione interna ed esterna*: dai grafici in Figura 26 si evince come nell'arto infortunato ci siano differenze angolari nelle tre situazioni di gioco. Si possono identificare due cluster di significatività in cui il valore dato dalla SPM supera la soglia imposta. Ai fini dell'analisi del meccanismo di rottura del legamento crociato anteriore è di maggior interesse la seconda delle regioni individuate come significative che si trova a cavallo dell'IC, precisamente da 50 ms prima a 50 ms dopo con una significatività statistica di $p < 0.001$. In particolare, si può notare una tendenza dei giocatori nell'extra ruotare l'anca durante un atterraggio (14.7°) e un cambio di direzione (30.2°) contrariamente a coloro che invece tendono a ruotarla internamente arrendendosi (-6.1°). L'altro cluster significativo si trova tra 485 ms e 300 ms prima dell'IC. In questo caso gli atleti sono in una fase di volo e confermano l'andamento descritto all'istante di contatto con il terreno. L'arto controlaterale presenta invece solamente una zona di significatività tra circa 50 e 115 ms dopo l'IC ed è dovuta all'azione dell'atterraggio nei confronti dell'arresto. Contrariamente all'arto infortunato si può notare come i giocatori durante l'arresto ruotino esternamente l'anca nel momento del contatto con il terreno (14.8°).

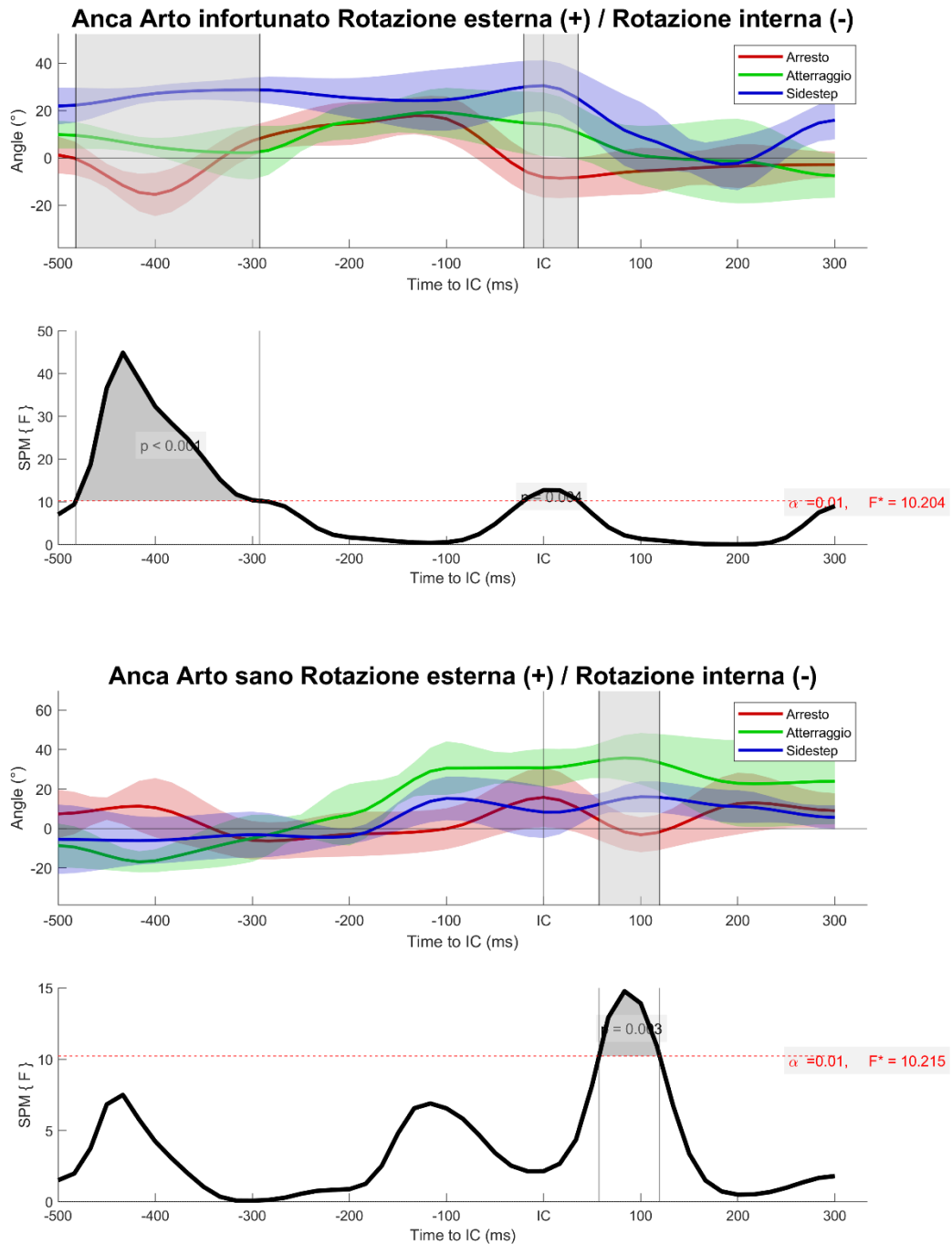
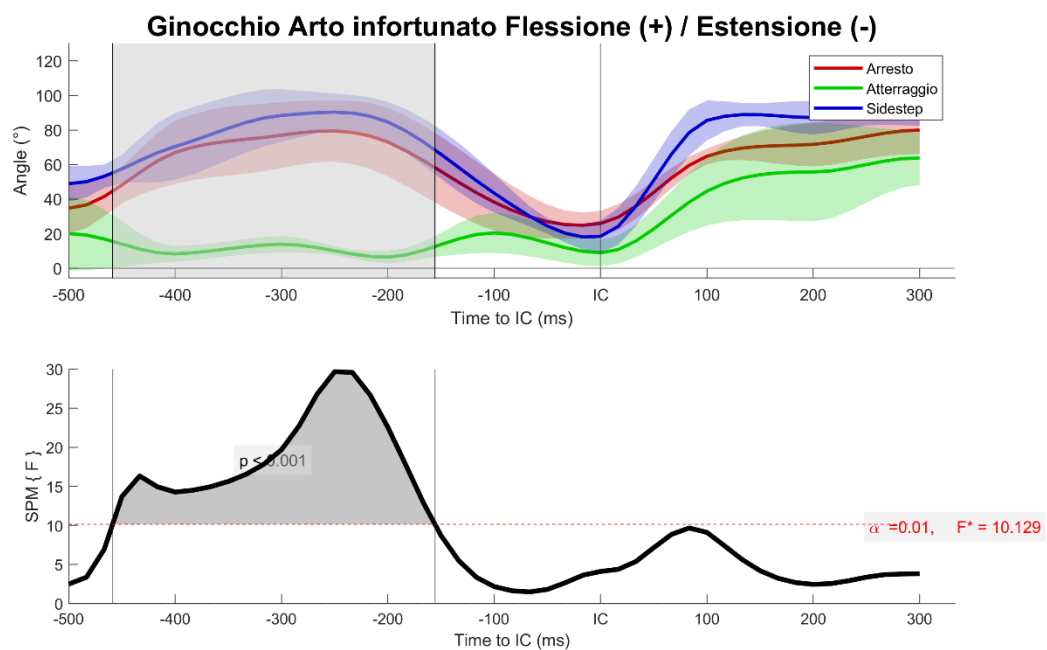


Figura 26: Cinematica articolare dell'anca nel piano trasversale dell'arto sano e infortunato.

3.3.3. Analisi della cinematica articolare del ginocchio

1. *Flessione ed estensione*: sul piano sagittale (Figura 27) non si evidenziano aree di significatività nel momento del contatto con il terreno, ma si assiste alla predisposizione degli atleti nel flettere il ginocchio all'IC (24.9° in arresto, 9.8° in atterraggio, 18.2° in sidestep). Una zona di significatività è presente durante la fase di volo dell'atleta (tra 450 ms e 150 ms prima dell'IC). La differenza significativa

è dettata dal diverso comportamento dell'arresto nei confronti dell'atterraggio; infatti, durante un atterraggio gli atleti sono maggiormente propensi a estendere il ginocchio, mentre tendono a una flessione maggiore in arresto e nel cambio di direzione. Una situazione analoga la si verifica anche nell'arto controlaterale in quanto all'istante di contatto con il terreno (tra 75 ms prima e 130 ms dopo) si trova una zona di significatività data principalmente dalla predisposizione dei giocatori nell'atterrare con il ginocchio maggiormente esteso. Si trovano valori angolari di 74.5° in corrispondenza dell'arresto, 106.2° in sidestep e di 16.2° in atterraggio. Una seconda zona di significatività è presente 500 ms prima del frame di IC, ma emergono anche altri due piccoli picchi di significatività nell'intorno di 350 ms e 200 ms prima del contatto iniziale con il terreno.



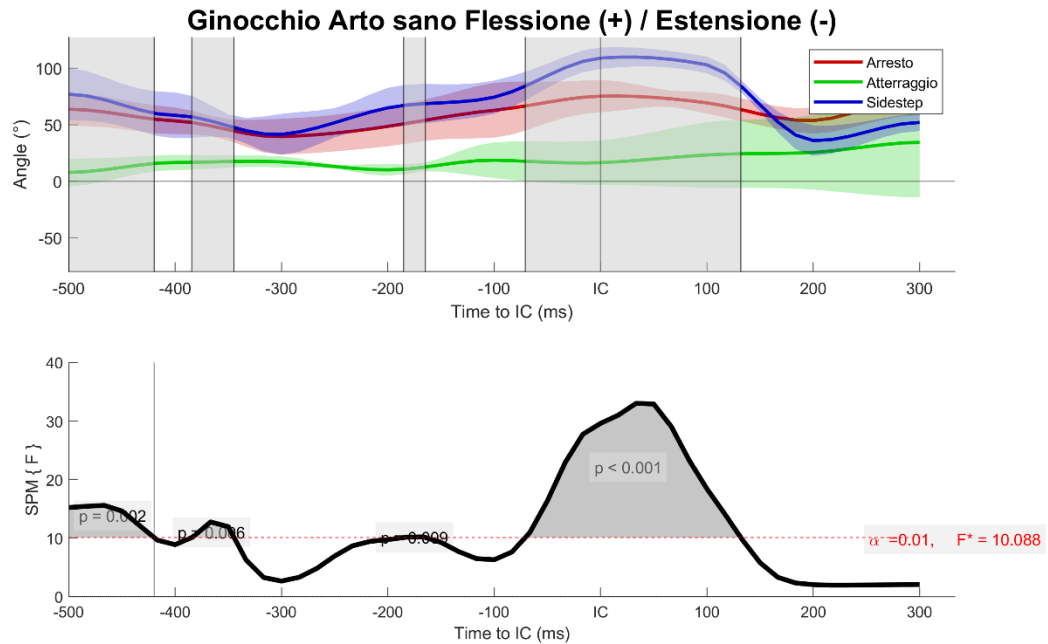


Figura 27: Cinematica articolare del ginocchio nel piano sagittale dell'arto sano e infortunato.

2. *Abduzione e adduzione*: nel frame IC del grafico (Figura 28) non si notano differenze significative; la propensione degli atleti è quella di abdure il ginocchio infortunato al momento del contatto con il terreno, in particolare si trovano valori angolari di 4.9° per l'arresto, 4.6° per l'atterraggio e 5.6° per lo sidestep. Un cluster significativo è presente a 200 ms, precisamente da 215 ms a 170 ms prima del frame IC. Il grafico del ginocchio controlaterale non mostra differenze significative al contatto con il terreno, ma contrariamente all'arto infortunato esibisce la tendenza dei giocatori a addurre il ginocchio all'IC (-7.4° in arresto, -10.6° in atterraggio, -11.5° in sidestep). Da notare è la tendenza dei giocatori che si arrestano ad abdure il ginocchio sano durante la fase di volo per poi addurlo in prossimità dell'IC.

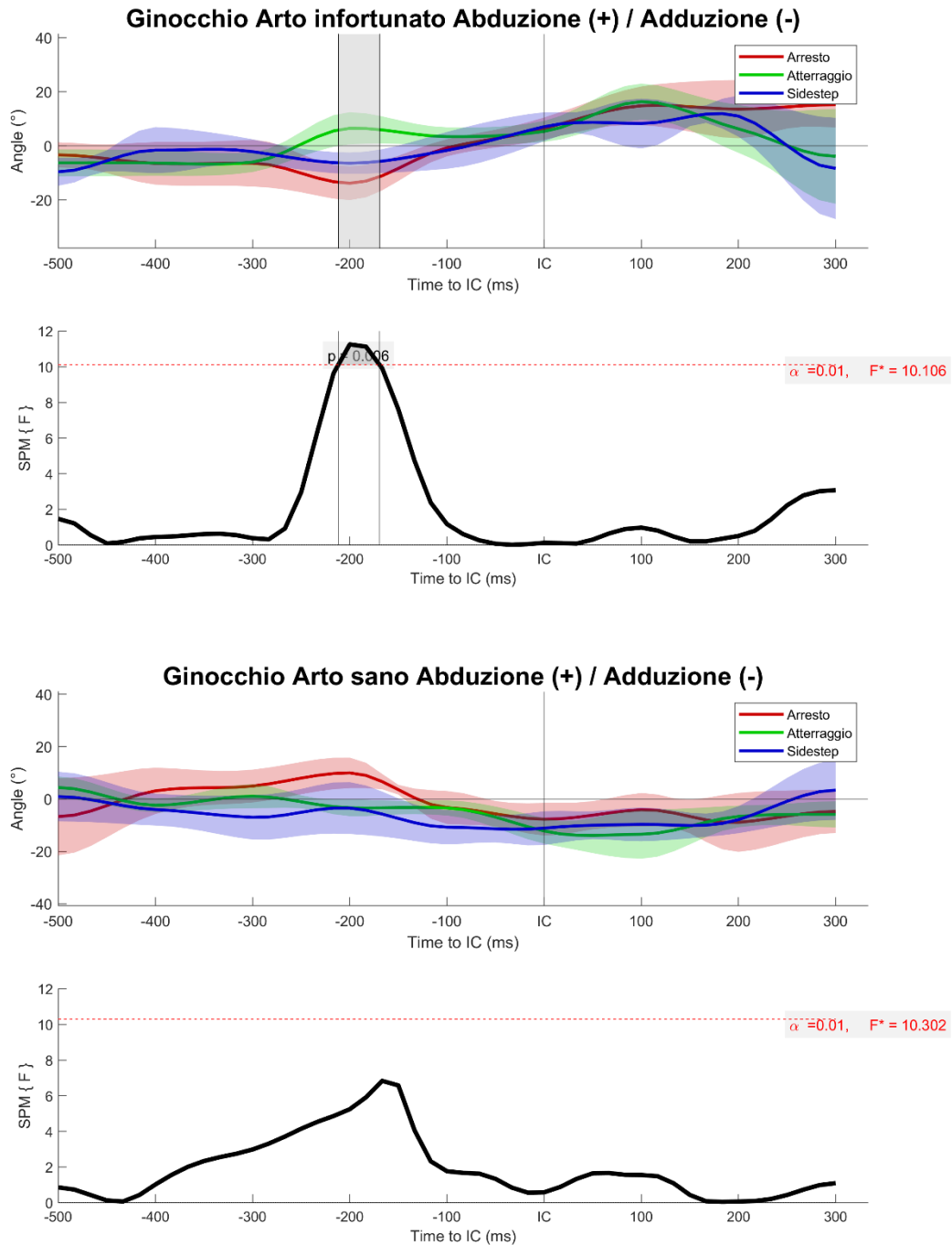


Figura 28: Cinematica articolare del ginocchio nel piano frontale dell'arto sano e infortunato.

3. *Rotazione interna ed esterna*: dalla Figura 29 emerge che sul lato infortunato non ci sono differenze significative nel momento di contatto iniziale al terreno; il ginocchio tende ad essere ruotato internamente in tutte e tre le situazioni di gioco con valori di -1.4° per l'arresto, -4.5° per l'atterraggio e -13.9° per lo sidestep. Si nota però una zona compresa tra 470 ms e 350 ms prima dell'IC in cui la SPM supera la soglia di significatività imposta. Quest'area è dovuta alle elevate

Risultati

differenze angolari tra l'arresto e l'atterraggio rispetto al cambio di direzione. Quest'ultimo porta ad avere una rotazione interna del ginocchio dell'ordine dei 20°, mentre nella fase di volo il ginocchio infortunato è ruotato esternamente in arresto e atterraggio. Il ginocchio sano per contro non presenta differenze significative e risulta essere ruotato internamente in condizione di arresto (-0.5°) e sidestep (-5.6°), mentre leggermente ruotato esternamente in atterraggio (0°).

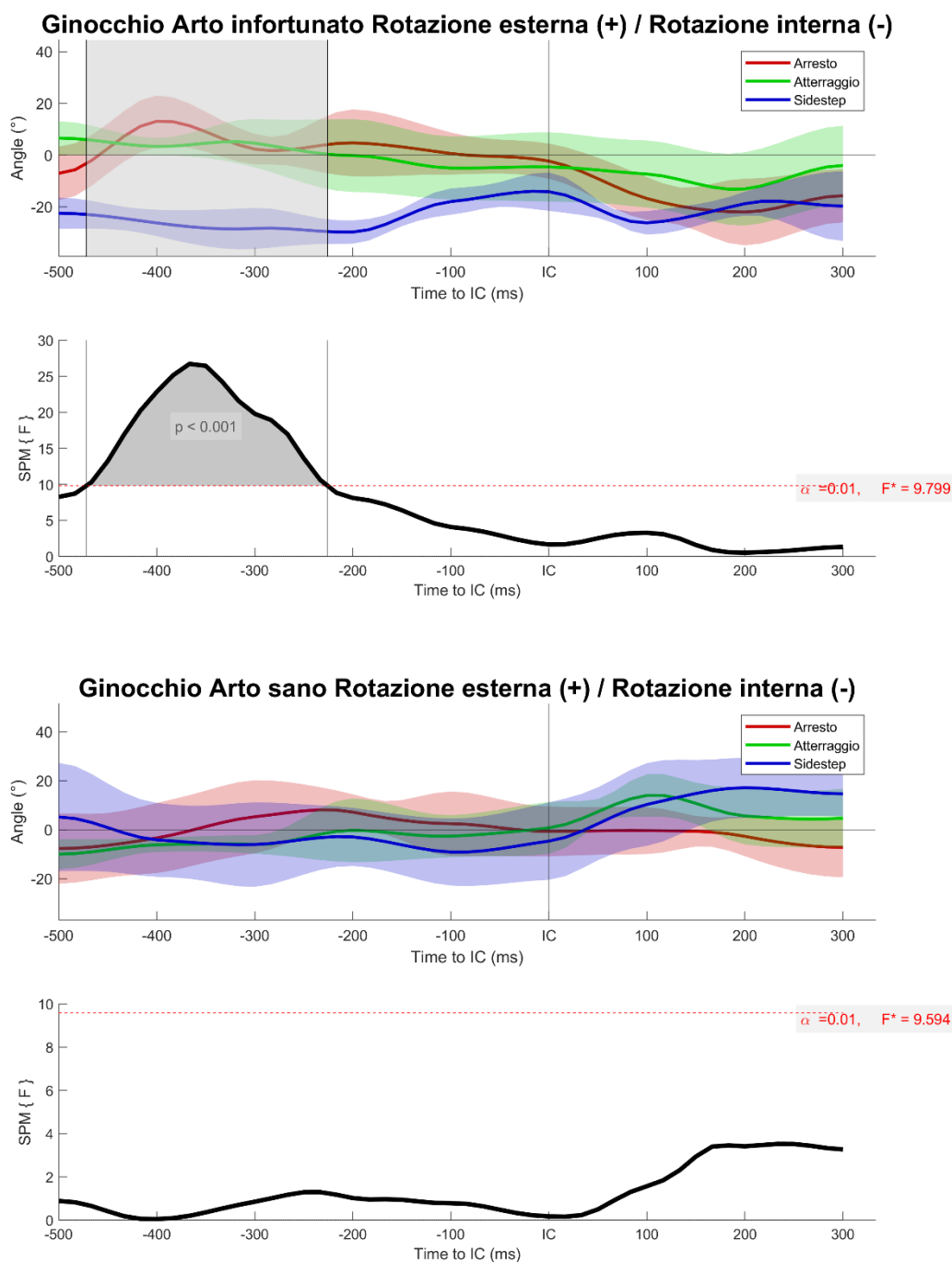
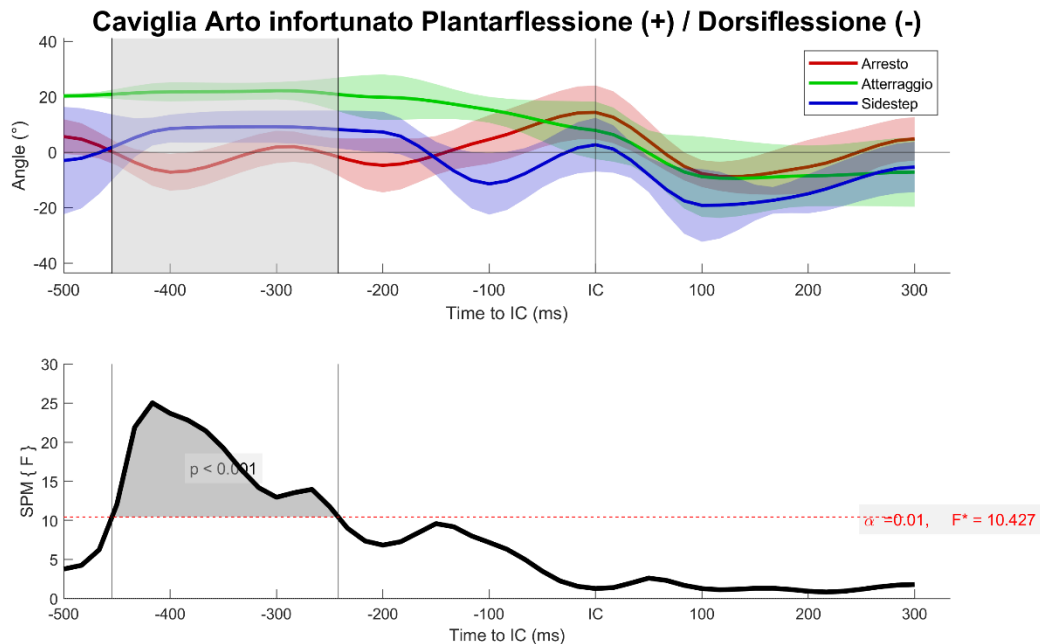


Figura 29: Cinematica articolare del ginocchio nel piano trasversale dell'arto sano e infortunato.

3.3.4. Analisi della cinematica articolare della caviglia

1. *Plantarflessione e dorsiflessione*: nonostante non si osservino aree di significatività (Figura 30) all'istante di contatto con il terreno, si può notare come i giocatori siano inclini a flettere la pianta del piede nel frame di IC sia in arresto (14.2°) sia in atterraggio (8.7°) e sidestep (1.6°). Nell'intervallo compreso tra 450 ms e 350 ms prima dell'IC si presenta una zona di significatività tra arresto e atterraggio rispetto al cambio di direzione. Si può notare come in questo intervallo di tempo, i giocatori che si arrestano, essendo in fase di volo, tendano anche a dorsiflettere la caviglia. Quest'ultimi, invece all'istante di contatto con il terreno sono propensi a dorsiflettere la caviglia controlaterale (-2.9°). Il grafico corrispondente al lato sano non presenta significatività in IC, bensì due zone negli intorni di 100 ms prima e 150 ms dopo il frame di IC. Entrambe queste aree sono dovute al confronto tra arresto e atterraggio con il cambio di direzione; nella prima si nota come i giocatori tendano ad arrestarsi e ad atterrare con la pianta del piede flessa contrariamente a coloro che effettuano un cambio di direzione. Nella seconda gli atleti stanno compiendo dei passi e perciò vanno incontro a dorsiflessione.



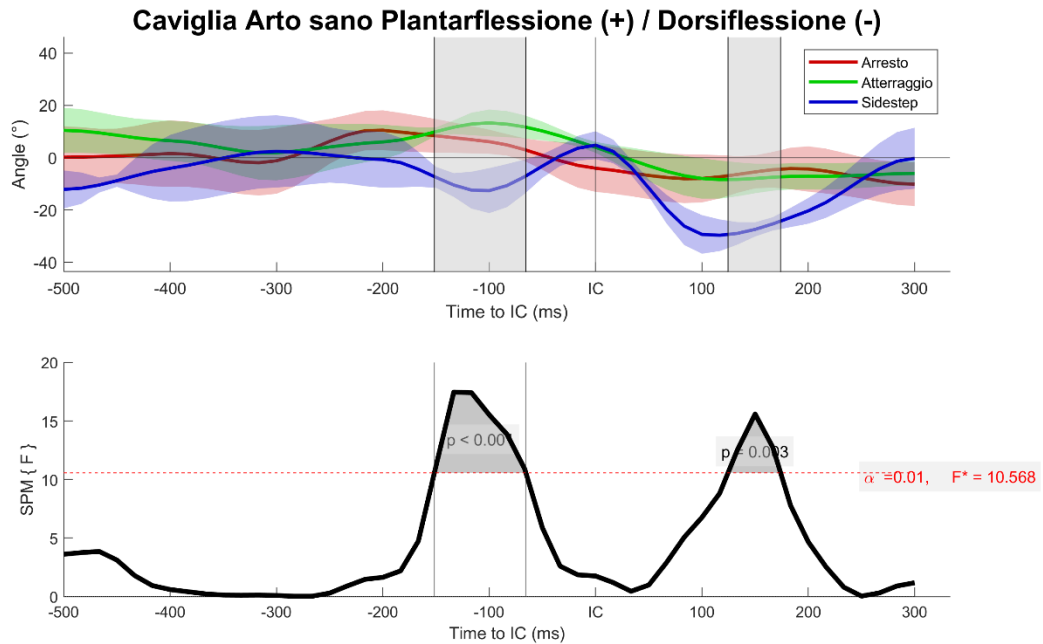
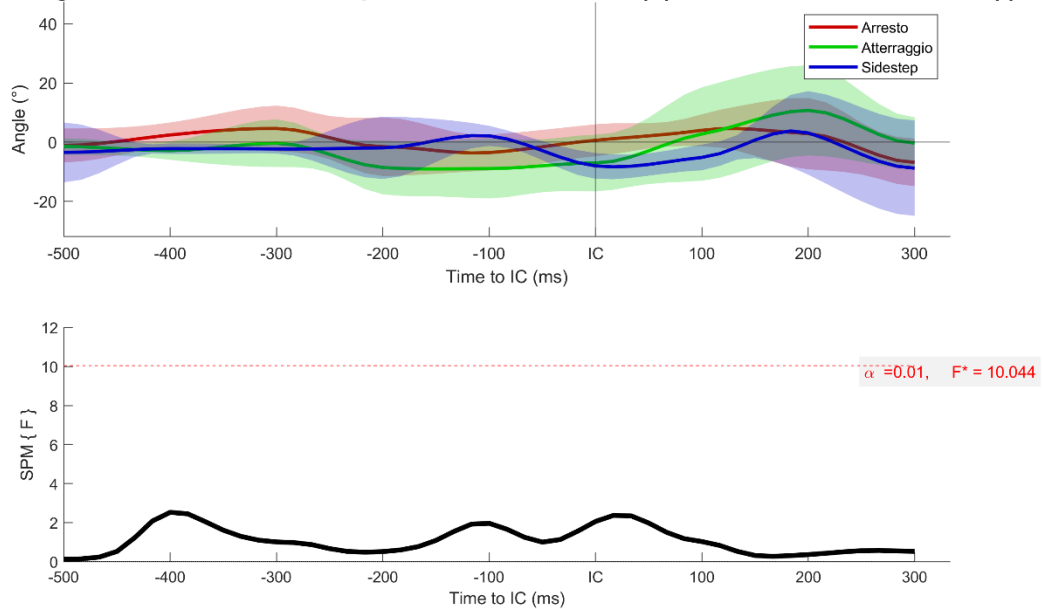


Figura 30: Cinematica articolare della caviglia nel piano sagittale dell'arto sano e infortunato.

2. *Supinazione e pronazione*: nelle situazioni di gioco considerate non si verificano differenze significative all'istante di contatto con il terreno (Figura 31). Gli atleti sono inclini a cambiare direzione e ad atterrare con il piede infortunato pronato, in particolare si riscontrano valori angolari di -6.9° e -7.2° . Una situazione differente si riscontra invece in arresto, infatti i giocatori tendono a cadere con il piede in leggera supinazione, 0.04° . Diverso è l'andamento angolare nella caviglia non infortunata, infatti all'IC i giocatori che cambiano direzione hanno il piede supinato (3.1°). In questo grafico si verifica la presenza di una zona di significatività in corrispondenza di 100 ms prima del contatto iniziale con il terreno dovuto al diverso comportamento degli atleti in arresto e in atterraggio. Si nota infatti come la caviglia sana prima dell'atterraggio presenti valori angolari in pronazione maggiori rispetto ai giocatori in situazione di arresto.

Caviglia Arto infortunato Supinazione/Inversione (+) / Pronazione/Eversione (-)



Caviglia Arto sano Supinazione/Inversione (+) / Pronazione/Eversione (-)

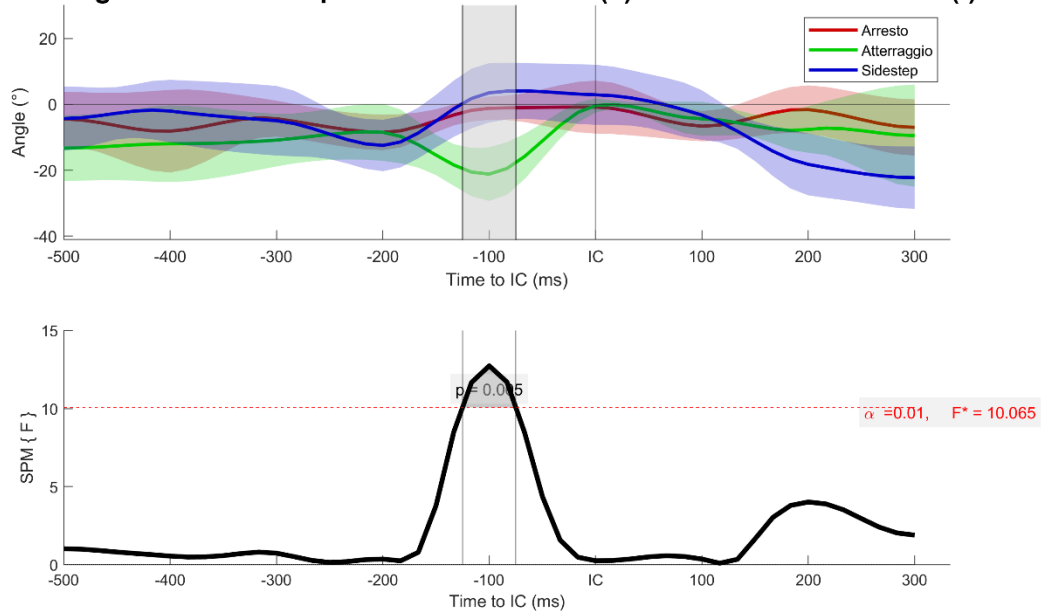


Figura 31: Cinematica articolare della caviglia nel piano frontale dell'arto sano e infortunato.

3. *Rotazione esterna e interna*: dal grafico in Figura 32 non sono presenti zone con significatività. Viene messo in risalto come gli atleti, nel frame di IC, tendano a ruotare internamente la caviglia in tutte le situazioni di gioco considerate; si verificano valori angolari di -8.6° in arresto, -7° in atterraggio e -7.3° in sidestep. Questo andamento non è concorde con ciò che accade nell'arto controlaterale; infatti, all'istante di contatto con il terreno si osserva rotazione interna solamente

Risultati

per la situazione di arresto (-1.3°). Nel cambio di direzione e nell'atterraggio gli atleti sono maggiormente propensi a ruotare esternamente la caviglia 3.6° e 0.8° rispettivamente. In ogni caso non si evidenziano zone in cui la SPM supera la soglia imposta.

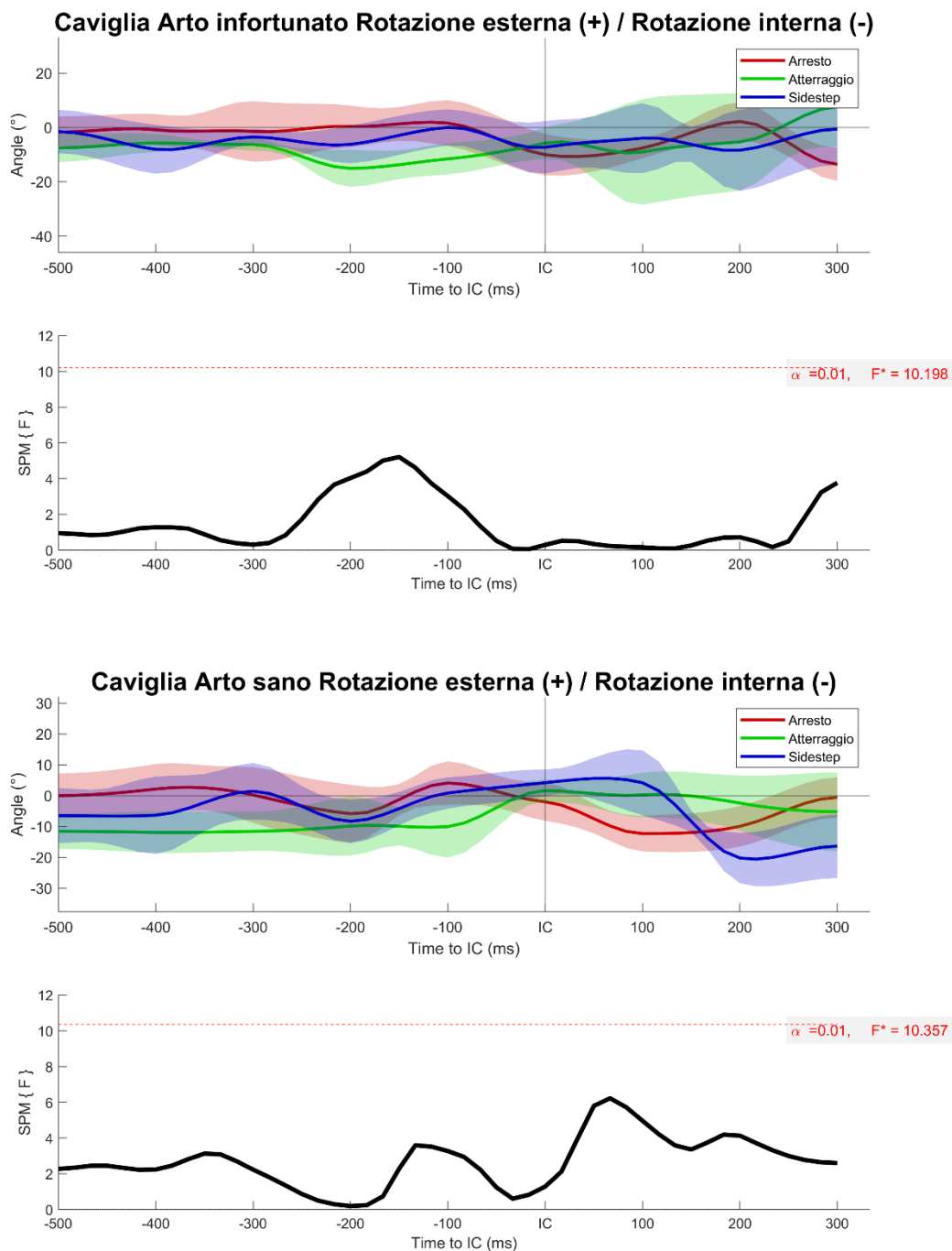


Figura 32: Cinematica articolare della caviglia nel piano trasversale dell'arto sano e infortunato.

Capitolo 4 - Discussione

Il presente studio ha analizzato 14 casi di infortunio al legamento crociato anteriore, su 11 atleti di sesso maschile e tre di sesso femminile, appartenenti ai campionati più prestigiosi statunitensi ed europei. I precedenti lavori esistenti in letteratura hanno preso in considerazione campioni poco numerosi e nessuno di essi si concentra unicamente sulla pallacanestro tramite l'analisi tridimensionale, ma considerano altre discipline quali la pallamano e lo sci (Koga et al., 2010 e 2017; Krosshaug et al., 2007). Mancava quindi uno studio unicamente incentrato su questo sport che prendesse in considerazione un numero consistente di dati. Inoltre, questo elaborato ha analizzato la cinematica dell'arto controlaterale senza concentrarsi solamente sull'arto infortunato.

La scelta della MBIM rappresenta ad oggi una soluzione particolarmente interessante per l'analisi cinematica del movimento in quanto, nonostante sia un approccio dispendioso, consente un'accuratezza superiore rispetto all'analisi in 2D. L'impiego di questa tecnica su un numero maggiore di casi aiuterebbe a comprendere al meglio le circostanze e i meccanismi che portano alla rottura del LCA e può essere applicata più in generale agli infortuni, permettendo di studiare terapie ed interventi di prevenzione più specifici per gli atleti.

In questo elaborato è stato ricostruito il movimento dell'atleta in un breve periodo, 800 ms (500 ms prima dell'IC e 300 ms dopo) e sono state individuate delle differenze nella cinematica a seconda del frangente cognitivo a cui è sottoposto il giocatore pre-infortunio; in particolare ci si concentra su tre diversi movimenti: arresto, sidestep e atterraggio.

4.1. Pattern d'infortunio

Lo studio mostra come la maggior parte degli infortuni (79%) sia avvenuta nell'area di tiro e sempre in fase di attacco, mentre i rimanenti si collocano comunque nella metà campo della squadra avversaria.

Non sono emersi risultati determinanti sulla situazione di infortunio in quanto i casi analizzati si distribuiscono parimenti tra infortuni da non contatto e da contatto indiretto, in quest'ultimo caso è però possibile notare come la maggior parte dei contatti sia avvenuta con la parte superiore del giocatore (71%).

Discussione

Nemmeno il ruolo del giocatore infortunato rappresenta un dato interessante, nonostante i playmaker e le guardie siano più propense a effettuare dei movimenti rapidi di cambio di direzione e arresto.

Un dato interessante riguarda il contatto con il terreno: quasi la totalità dei giocatori analizzati (86%) presenta solo un arto a contatto con il terreno al momento dell'infortunio; per quanto sia un risultato atteso, conferma che in una situazione di scarsa stabilità in condizioni di equilibrio monopodalico dinamico, il giocatore potrebbe non essere in grado di assorbire il carico in modo corretto portando alla lesione del LCA.

Ultimo elemento che emerge dall'analisi riguarda il collasso mediale in valgo: nonostante non ci sia un'evidente significatività statistica sulla sua frequenza nel campione considerato, si può comunque notare che il collasso avviene in tutte le atlete di sesso femminile, a differenza della controparte maschile per i quali avviene solo in alcuni casi. Questo dato conferma la maggior suscettibilità delle donne al collasso in valgo, elemento che sicuramente influisce sulla meccanica d'infortunio, come riscontrato nello studio di Hewett (2006).

Sulla tipologia di appoggio del piede al terreno non emerge un pattern specifico poiché la maggioranza dei giocatori atterra di tallone o di avampiede (entrambi pari al 38% dei casi), questo risultato probabilmente è legato all'analisi di situazioni di gioco molto diverse che richiedono un tipo di appoggio differente.

4.2. Cinematica articolare

I risultati ottenuti trovano una conferma in quelli in parte descritti in letteratura. In particolare, sono di interesse gli studi di Krosshaug (2007) e di Koga (2010 e 2017) che presentano rispettivamente uno e tre casi di infortuni nella pallacanestro.

Il *case study* di Krosshaug presenta una situazione di atterraggio del giocatore infortunato. I valori ottenuti confermano quelli del presente studio: gli andamenti sono simili nei tre piani anatomici sia per anca che per ginocchio, mentre la caviglia non è stata valutata. Anche i valori all'istante di contatto al terreno risultano confrontabili: nello studio di riferimento l'anca risulta flessa di 23°, ruotata esternamente di circa 20° e abdotta di 40° (Figura 33), mentre il ginocchio rispettivamente di 15°, 0° e 0° (Figura 34).

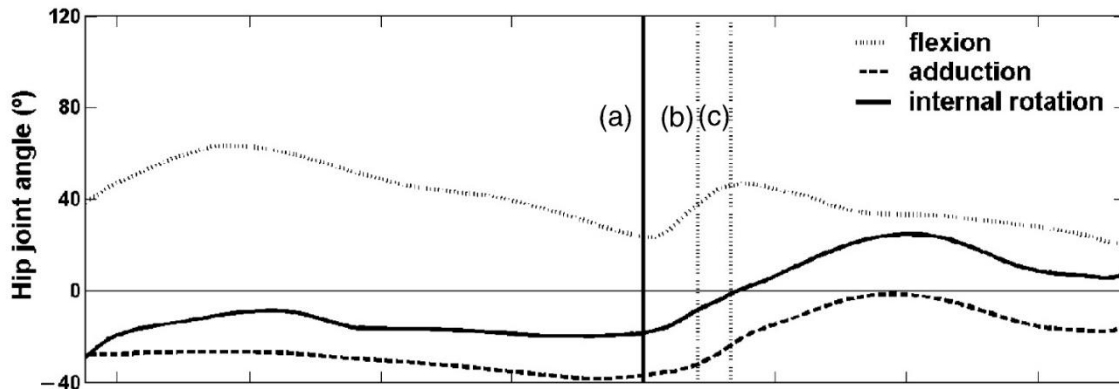


Figura 33: Valori angolari dell'anca lato infortunato trovati da Krosshaug nel 2007.

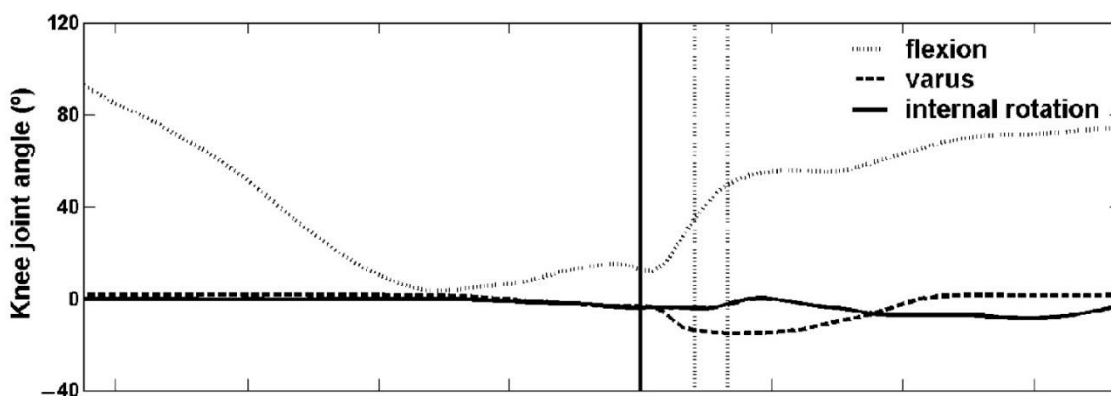


Figura 34: Valori angolari del ginocchio infortunato trovati da Krosshaug nel 2007.

I due studi di Koga presentano tre casi di pallacanestro femminile e sette di pallamano femminile, per il confronto vengono considerati solo i casi di pallacanestro. Nel primo studio vengono analizzati i valori angoli del ginocchio e nel secondo quelli di anca e caviglia. Nonostante non ci sia una corrispondenza numerica sui valori all'IC, l'andamento dei valori nei diversi piani risulta concorde con quello ottenuto. Si nota come il ginocchio infortunato sia maggiormente flesso nella fase di volo e tenda poi a estendersi negli istanti che precedono il contatto al terreno. Segue poi una fase d'accettazione del carico che porta a un aumento del grado di flessione (Figura 35).

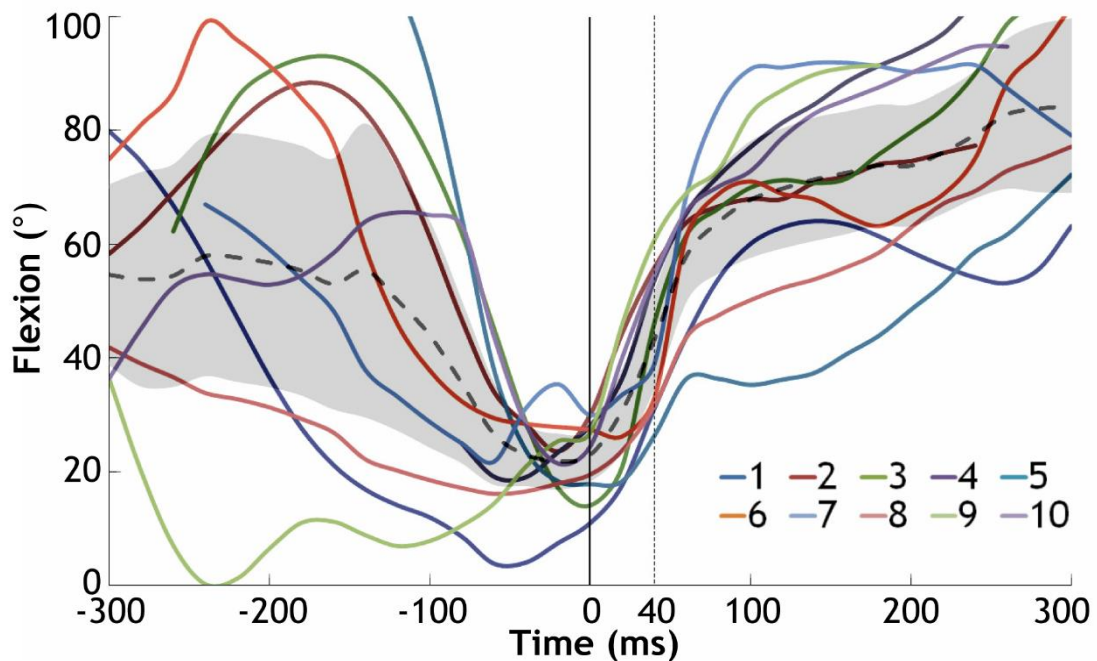


Figura 35: Risultati ottenuti da Koga nel 2010 per l'articolazione del ginocchio infortunato nel piano sagittale. Le curve relative ai casi di pallacanestro sono la numero 6, 7 e 8.

Sul piano frontale (Figura 36) gli atleti hanno la propensione a passare da una leggera adduzione del ginocchio ad una abduzione probabilmente per mantenere l'equilibrio e la stabilità del movimento. I giocatori analizzati da Koga, inoltre hanno la tendenza a ruotare esternamente il ginocchio infortunato durante tutto il periodo osservato, se non per alcuni istanti successivi al contatto con il terreno in cui si evidenzia una leggera intrarotazione (Figura 37). In questo elaborato si nota un andamento simile anche se non perfettamente corrispondente. Questo potrebbe essere dovuto all'inclusione di diverse categorie di sidestep che portano a movimenti diversi ma finalizzati allo stesso scopo, il cambio di direzione.

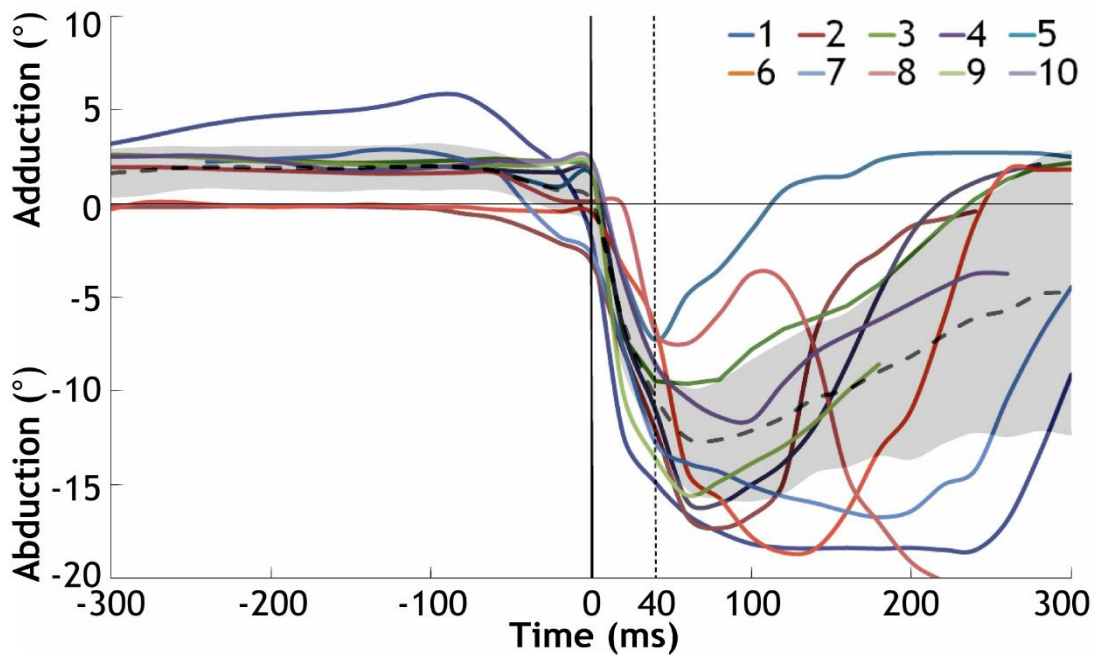


Figura 36: Risultati ottenuti da Koganel 2010 per l'articolazione del ginocchio infortunato nel piano frontale. Le curve relative ai casi di pallacanestro sono la numero 6, 7 e 8.

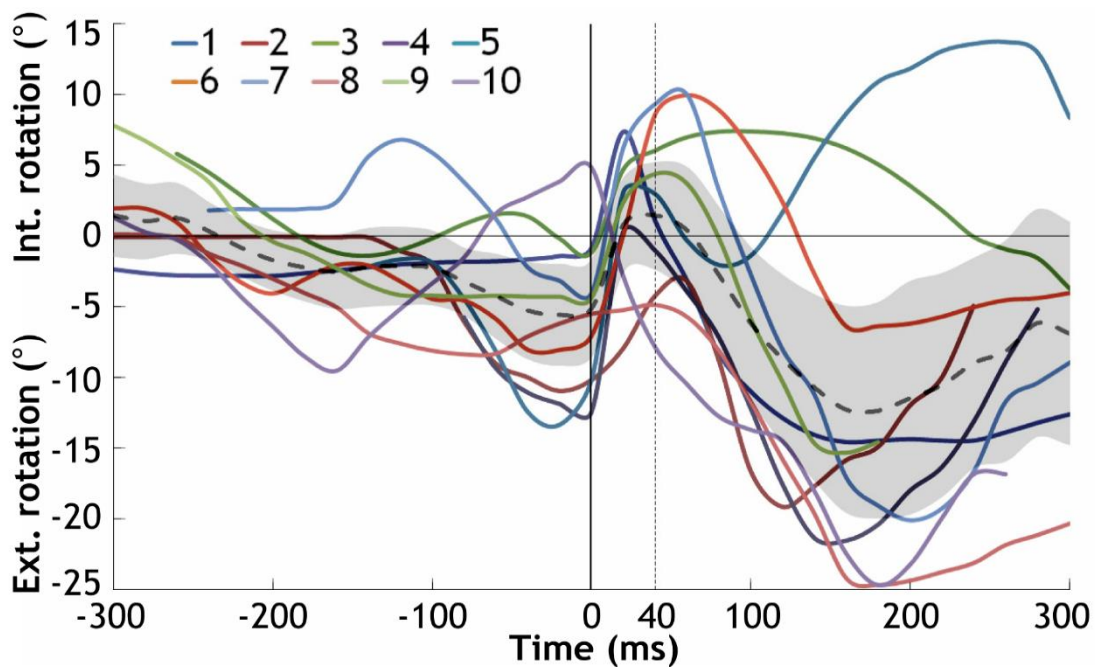


Figura 37: Risultati ottenuti da Koganel 2010 per l'articolazione del ginocchio infortunato nel piano trasversale. Le curve relative ai casi di pallacanestro sono la numero 6, 7 e 8.

Per quanto riguarda l'articolazione dell'anca (Figura 38) si nota come sul piano sagittale ci sia una flessione marcata in corrispondenza della fase di volo del giocatore e come questa diminuisca in corrispondenza dell'IC. A parità di meccanismo considerato si nota come durante un cambio di direzione gli atleti abbiamo osservato la predisposizione a mantenere

Discussione

l'anca addotta. Non si trova corrispondenza sul piano trasversale, infatti Koga fa emergere una tendenza dei giocatori nell'intrarotolare l'anca del lato infortunato, mentre i risultati qui ottenuti evidenziano un comportamento maggiormente extrarotato durante il sidestep.

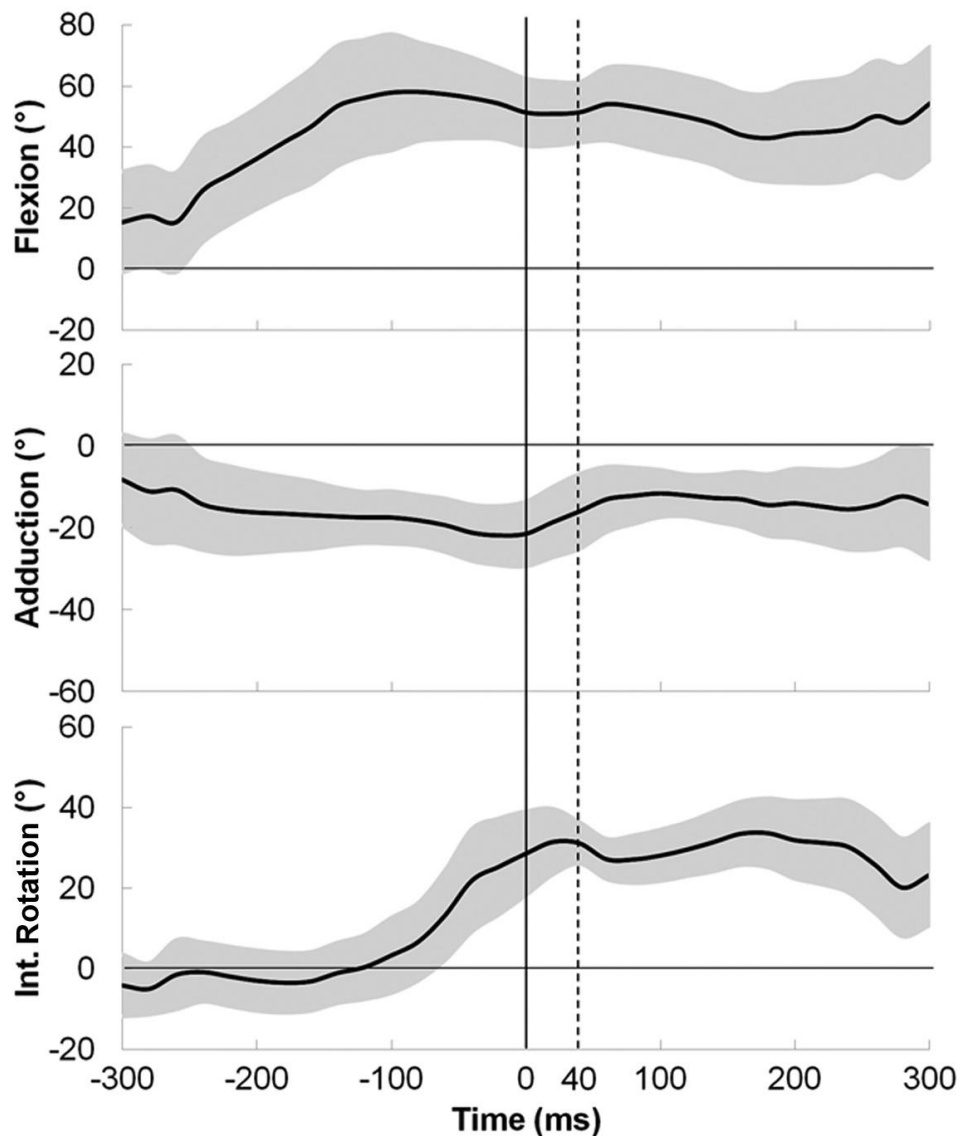


Figura 38: Risultati ottenuti da Koga nel 2017 per l'articolazione dell'anca, lato infortunato. La curva rappresenta una media tra i 10 casi analizzati comprensivi di basket e pallamano.

Sia il presente studio sia quello effettuato da Koga nel 2017 (Figura 39) mostrano come i giocatori tendano a plantarflettere il piede nel momento di contatto al terreno. L'andamento complessivo è corrispondente nella fase successiva all'IC in cui il giocatore effettua dei passi, ma durante la fase di volo si nota variabilità dovuta all'assenza di vincoli. Sui piani frontale e trasversale l'andamento dei grafici è diverso.

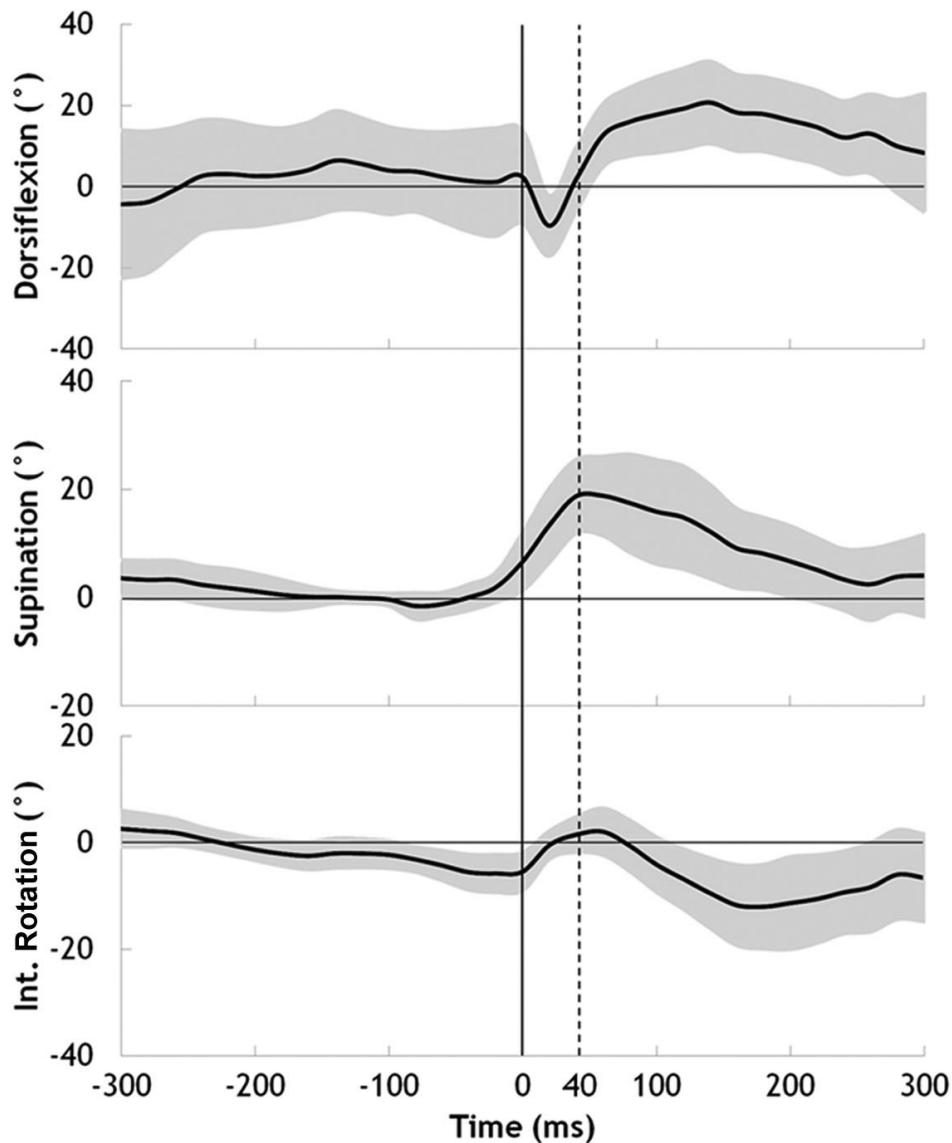


Figura 39: Risultati ottenuti da Koga nel 2017 per l'articolazione della caviglia, lato infortunato. La curva rappresenta una media tra i 10 casi analizzati comprensivi di basket e pallamano.

La diversità dei risultati rispetto agli studi sopracitati potrebbe essere riconducibile sia alla diversa numerosità (maggiore nel nostro caso) del campione analizzato, sia all'inclusione di casi di infortunio da non contatto, a differenza del presente studio. Esiste poi un'incertezza di misura intrinseca alla tecnica MBIM: essa non è tale da definire piccoli angoli di rotazione, il che risulta evidente nell'articolazione della caviglia, la più distante dal bacino, il cui andamento mostra un'ampia deviazione standard. Inoltre, l'orientamento della caviglia nello spazio è possibile ottenerla in diverse configurazioni di anca e ginocchio, motivo aggiuntivo delle differenze esistenti tra gli studi.

4.3. Confronto tra situazioni di gioco

Finora in letteratura sono stati presentati ed analizzati infortuni senza effettuare un confronto della situazione di gioco che lo ha causato, ipotizzando che il meccanismo sia univoco. Nel presente lavoro invece gli infortuni sono stati distinti in tre meccanismi in modo da evidenziare eventuali differenze tali da determinare le situazioni più pericolose per il legamento crociato anteriore.

Gli studi precedenti mostravano come la situazione che più probabilmente porta a una lesione del LCA presenti in generale un'anca abdotta e flessa e il ginocchio leggermente in valgo.

L'anca dell'arto infortunato conferma la tendenza a extraruotare, fatta eccezione per l'arresto in cui all'IC si ha intrarotazione. In questo caso risulta statisticamente significativa la differenza tra il movimento di cambio di direzione e d'atterraggio con l'arresto, in quanto quest'ultimo per raggiungere la stabilità e l'equilibrio tende a ruotare internamente entrambe le anche.

Nel piano sagittale è emersa una forte differenza tra il meccanismo di atterraggio e quelli di sidestep e arresto. Si osserva infatti nella fase precedente all'IC, corrispondente alla fase di volo, una flessione più marcata sia di anca che ginocchio dell'arto infortunato negli ultimi due meccanismi rispetto all'atterraggio. Avvicinandosi all'istante di contatto, la flessione del ginocchio diminuisce in tutti i pattern per poi aumentare: questo è dovuto all'accettazione del carico trasmesso dal terreno. La differenza nella fase di volo deriva dalla diversa natura dei meccanismi. Lo scopo del sidestep e dell'arresto è compiere un movimento nello spazio, di conseguenza durante la fase antecedente all'IC l'arto si prepara al passo successivo dapprima flettendo per poi estendere l'arto per effettuare lo spostamento. Durante l'atterraggio non avviene questa meccanica in quanto il giocatore sta semplicemente cadendo, perciò gli arti non seguono un pattern specifico.

Anche l'arto controlaterale all'IC presenta un comportamento specifico nei tre casi. In particolare, si osserva un ampio valore di flessione nel caso di passo laterale o *sidestep*: in questo momento l'arto è in volo e molto flessa in procinto di compiere il passo successivo, mentre l'arto che si infortuna sta toccando il terreno. Per quanto riguarda l'atterraggio si osserva un valore molto più basso: in questo momento il giocatore sta ancora cadendo,

quindi il ginocchio che non tocca a terra è poco flessso poiché non deve accettare le forze generate al terreno.

Nel piano frontale si osserva una tendenza ad abduire nelle tre articolazioni all'istante IC in tutti i meccanismi, questo genera una situazione di instabilità nella quale il corpo non riesce ad assorbire nella maniera corretta il carico.

Per quanto riguarda la caviglia non esiste una differenza tra le situazioni di gioco: si può infatti osservare come la plantarflessione, la pronazione e la rotazione interna del piede siano uno schema comune in tutti e tre i meccanismi di gioco studiati. Quindi, per quanto descrivano un pattern d'infortunio specifico, non emerge una situazione più pericolosa di altre.

I risultati ottenuti quindi macroscopicamente confermano quanto visto in letteratura evidenziando come l'insieme di abduzione e flessione di anca e ginocchio rendano quest'ultimo maggiormente suscettibile ai carichi (Figura 40). È quindi evidente come diversi movimenti portino allo stesso infortunio pur presentando pattern differenti, rendendo possibile lo studio specifico del movimento stesso. In questo modo è possibile migliorare la comprensione della cinematica d'infortunio, portando alla creazione di programmi di allenamento di prevenzione ad hoc per la situazione di gioco.

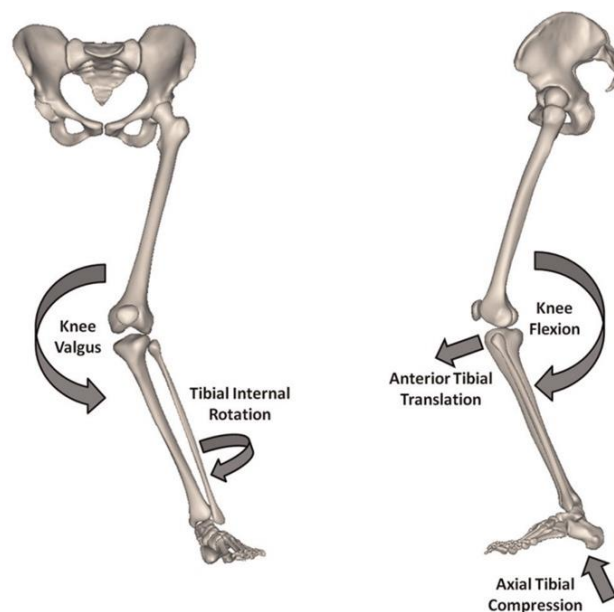


Figura 40: Meccanismo di infortunio al LCA da non contatto (Levine et al., 2013).

In particolare, è emerso come le situazioni maggiormente rischiose siano l'arresto e il cambio di direzione, in quanto presentano valori angolari maggiori sul piano sagittale e frontale. Il sidestep inoltre può essere considerato il pattern più pericoloso in quanto estremizza i movimenti sopra descritti portando anche ad un'extrarotazione dell'anca di circa 40°.

4.4. Limitazioni dello studio

Per quanto la MBIM sia una tecnica più precisa rispetto all'analisi in 2D non è esente da errori e limitazioni.

In primo luogo, la calibrazione delle telecamere è un processo molto lungo e proporzionale al numero di frame considerati. Mediamente la ripresa di un infortunio dura circa 4 secondi (equivalenti a 120 frame), la calibrazione di un video di questa durata può richiedere anche un mese di lavoro da parte di un operatore esperto. In questo studio sono state calibrate mediamente due telecamere per giocatore e per ogni ripresa sono stati scelti nove frame, uno ogni 100 ms circa, in modo da trovare un compromesso tra la qualità del modello presentato e il tempo impiegato per realizzarlo.

Inoltre, la qualità della calibrazione dipende fortemente dal numero di riprese disponibili, dalla loro risoluzione e dall'angolazione; infatti, è necessario avere viste su angolazioni diverse per ottenere informazioni più accurate sull'orientamento dei segmenti anatomici nello spazio. In questo modo la modellazione del giocatore risulta più consistente con la realtà. Spesso però l'atleta risulta parzialmente coperto da altri giocatori rendendo più difficoltosa la modellazione dello scheletro. Un altro elemento essenziale è la presenza di riferimenti fissi nello spazio che permette di calibrare lo spazio di gioco. Una disciplina come la pallacanestro permette la ricostruzione del campo in relazione alla presenza delle linee di campo e alla posizione del canestro, mentre altri sport come lo sci sono molto difficili da analizzare tramite questo metodo in quanto i riferimenti nell'ambiente sono pochi e in generale poco visibili.

L'ultimo aspetto da considerare è, oltre alla distorsione delle immagini televisive dovuta alle ottiche delle telecamere, la posizione di queste all'interno dell'ambiente virtuale: per quanto sia stata stimata mediante la sovrapposizione dei riferimenti, rimane comunque incerta sia a livello di coordinate spaziale sia di lunghezza focale utilizzata al momento della ripresa.

Questi elementi, sommati ai precedenti, non hanno permesso una calibrazione sempre ottimale delle telecamere. Se tali informazioni fossero disponibili si ridurrebbe l'incertezza legata a questi aspetti.

In secondo luogo, ogni operazione di calibrazione e modellazione del modello scheletrico è operatore-dipendente, quindi esiste un errore intrinseco difficilmente rimovibile. Affidare la sovrapposizione dello scheletro a dei clinici esperti potrebbe ridurre l'errore commesso dall'operatore.

4.5. Sviluppi futuri

Il presente lavoro vuole essere un punto di partenza per l'analisi del meccanismo di rottura del legamento crociato anteriore negli atleti di pallacanestro, in quanto in letteratura sono presenti pochissimi studi in merito.

Per rendere tale analisi più oggettiva sarebbe necessario aumentare la dimensione del campione considerato, magari includendo anche leghe differenti, in questo modo l'analisi statistica potrebbe condurre a risultati più specifici o diversi da quelli qui presentati.

Inoltre, in futuro potrebbe migliorare la qualità e la disponibilità delle riprese televisive, portando quindi a una calibrazione e modellazione ancora più precise, insieme al contributo di esperti del settore. Il passo successivo all'analisi cinematica potrebbe essere lo studio della dinamica partendo dalla stima delle forze al terreno. Grazie alla presenza di elementi fissi nello spazio è possibile calcolare le velocità e accelerazione dei corpi in movimento ottenendo quindi informazioni sulle forze a cui è soggetto il giocatore.

4.6. Conclusione

L'obiettivo primario del presente elaborato è stato la comprensione del meccanismo di infortunio del legamento crociato anteriore nei giocatori della pallacanestro d'élite tramite l'utilizzo della tecnica della model-based image-matching. Sono stati considerati 14 casi in un arco temporale di circa sei anni, nei campionati NBA, WNBA ed EuroLiga.

Gli infortuni sono stati classificati in tre categorie, rappresentanti le azioni di gioco che hanno condotto all'infortunio (atterraggio, sidestep e arresto), in modo da evidenziarne eventuali differenze.

Discussione

I risultati ottenuti mostrano l'esistenza di pattern diversi che possono condurre alla stessa tipologia di infortunio, seppure in modo molto diverso. Emerge che la rottura del LCA avviene con anca e ginocchio abdotti e flessi e in presenza di flessione plantare e caviglia ruotata internamente. L'anca in particolare assume valori molto diversi a seconda del meccanismo considerato: la rotazione esterna e la flessione risultano essere decisamente più marcate rispetto allo spostamento laterale e all'arresto.

I dati presentati in questo studio hanno lo scopo di definire pattern specifici per diverse situazioni di gioco della pallacanestro. La creazione di allenamenti e programmi preventivi personalizzati basati su questi elementi può condurre a una diminuzione dell'incidenza di infortunio al legamento crociato anteriore.

Nell'intervallo di tempo che intercorre tra l'appoggio al terreno e l'infortunio il giocatore non ha modo di reagire alle perturbazioni esterne - fisiche o cognitive - per ristabilire l'equilibrio e impedire l'infortunio. È quindi fondamentale lavorare sulla capacità di risposta del giocatore in modo che il corpo impari a reagire in situazioni di pericolo grazie a piccoli accorgimenti anticipatori (sistema di feed-forward) coi quali risulta più semplice ristabilire l'equilibrio e mantenere le forze in gioco entro i limiti fisiologici.

L'introduzione di esercizi specifici all'interno del programma di allenamento potrebbe essere utile a migliorare questo aspetto della preparazione atletica del giocatore, diminuendo la frequenza di infortunio al LCA nella pallacanestro.

Bibliografia

- A. F. L. Perugia, G. Puddu, P.P. Mariani, *Atlante di Chirurgia Ortopedica. La ricostruzione del legamento crociato anteriore*. Bari, Prima Edizione, 1985.
- A. Redaelli and F. Monteverchi, *Biomeccanica. Analisi multiscala di tessuti biologici*. Pàtron, Prima Edizione, 2007.
- A. Sensini and L. Cristofolini, “Biofabrication of electrospun scaffolds for the regeneration of tendons and ligaments,” *Materials (Basel)*, vol. 11, no. 10, pp. 1–43, 2018.
- A. Shetty, S. Prabhath, K. Alappatt, L. Krishna KN, N. Bhat, and S. Sumalatha, “Lateral collateral ligament and anterolateral ligament of the knee – A morphological analysis with orthopedic significance,” *Knee*, vol. 28, no. 5, pp. 202–206, 2021.
- B. P. Boden, J. S. Torg, S. B. Knowles, and T. E. Hewett, “Video Analysis of Anterior Cruciate Ligament Injury Abnormalities in Hip and Ankle Kinematics,” *The American Journal of Sports Medicine*, vol. 37, no.2, pp. 252–259, 2009.
- C. C. Prodromos, Y. Han, J. Rogowski, B. Joyce, and K. Shi, “A Meta-analysis of the Incidence of Anterior Cruciate Ligament Tears as a Function of Gender, Sport, and a Knee Injury-Reduction Regimen,” *Arthrosc. - J. Arthrosc. Relat. Surg.*, vol. 23, no. 12, pp 1320-1325, 2007.
- C. Frigo, *Bioingegneria del sistema motorio*. Aracne, Prima Edizione, 2018.
- C. L. Ardern, N. F. Taylor, J. A. Feller, and K. E. Webster, “Fifty-five per cent return to competitive sport following anterior cruciate ligament reconstruction surgery: An updated systematic review and meta-analysis including aspects of physical functioning and contextual factors,” *Br. J. Sports Med.*, vol. 48, no. 21, pp. 1543–1552, 2014.
- F. Della Villa *et al.*, “Systematic video analysis of ACL injuries in professional male football (soccer): Injury mechanisms, situational patterns and biomechanics study on 134 consecutive cases,” *Br. J. Sports Med.*, vol. 54, no. 23, pp. 1423–1432, 2020.
- F. G. Girgis, J. L. Marshall, and A. R. S. Al Monajem, “The cruciate ligaments of the knee joint. Anatomical, functional and experimental analysis,” *Clin. Orthop. Relat. Res.*, vol. 106, pp. 216–231, 1975.

- G. J. Tierney, H. Joodaki, T. Krosshaug, J. L. Forman, J. R. Crandall, and C. K. Simms, "Assessment of model-based image-matching for future reconstruction of unhelmeted sport head impact kinematics," *Sport. Biomech.*, vol. 17, no. 1, pp. 33–47, 2017.
- H. Baker, A. Rizzi, and A. Athiviraham, "Injury in the Women's National Basketball Association (WNBA) From 2015 to 2019," *Arthrosc. Sport. Med. Rehabil.*, vol. 2, no. 3, pp. e213–e217, 2020.
- H. Koga *et al.*, "Mechanisms for noncontact anterior cruciate ligament injuries: Knee joint kinematics in 10 injury situations from female team handball and basketball," *Am. J. Sports Med.*, vol. 38, no. 11, pp. 2218–2225, 2010.
- J. D. Harris *et al.*, "Return-to-Sport and Performance After Anterior Cruciate Ligament Reconstruction in National Basketball Association Players," *Sports Health*, vol. 5, no. 6, pp. 562–568, 2013.
- J. M. Hollis, S. Takai, D. J. Adams, S. Horibe, and S. L. Y. Woo, "The effects of knee motion and external loading on the length of the anterior cruciate ligament (acl): A kinematic study," *J. Biomech. Eng.*, vol. 113, no. 2, pp. 208–214, 1991.
- J. R. Deitch, C. Starkey, S. L. Walters, and J. B. Moseley, "Injury risk in professional basketball players: A comparison of Women's National Basketball Association and National Basketball Association athletes," *Am. J. Sports Med.*, vol. 34, no. 7, pp. 1077–1083, 2006.
- J. T. Johnston *et al.*, "Video Analysis of Anterior Cruciate Ligament Tears in Professional American Football Athletes," *The American Journal of Sports Medicine*, vol. 46, no. 4, pp. 862–868, 2018.
- J. W. Levine *et al.*, "Clinically relevant injury patterns after an anterior cruciate ligament injury provide insight into injury mechanisms," *Am. J. Sports Med.*, vol. 41, no. 2, pp. 385–395, 2013.
- K. R. Okoroha *et al.*, "Amount of minutes played does not contribute to anterior cruciate ligament injury in national basketball association athletes," *Orthopedics*, vol. 40, no. 4, pp. e658–e662, 2017.
- M. C. Drakos, B. Domb, C. Starkey, L. Callahan, and A. A. Allen, "Injury in the National Basketball Association: A 17-year overview," *Sports Health*, vol. 2, no. 4, pp. 284–290,

Bibliografia

- 2010.
- N. J. Vaudreuil, C. F. van Eck, S. J. Lombardo, and F. D. Kharrazi, “Economic and Performance Impact of Anterior Cruciate Ligament Injury in National Basketball Association Players,” *Orthop. J. Sport. Med.*, vol. 9, no. 9, pp. 1–6, 2021.
- N. Schilaty, N. Bates, A. Krych, and T. Hewett, “How Anterior Cruciate Ligament Injury was averted during Knee Collapse in a NBA Point Guard,” *Ann. Musculoskelet. Med.*, vol. 1, no. 1, pp. 008–012, 2017.
- O. E. Olsen, G. Myklebust, L. Engebretsen, and R. Bahr, “Injury mechanisms for anterior cruciate ligament injuries in team handball: A systematic video analysis,” *Am. J. Sports Med.*, vol. 32, no. 4, pp. 1002–1012, 2004.
- P. Fernandez-Gonzalez, A. Koutsou, and A. Cuesta-g, “Reliability of Kinovea ® Software and Agreement with a Three-Dimensional Motion System for Gait,” *Sensors*, vol. 20, no. 11, p. 3154–3165, 2020.
- P. N. Smith, K. M. Refshauge, and J. M. Scarvell, “Development of the Concepts of Knee Kinematics,” *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, vol. 84, no. 12, pp. 1895–1902, 2003.
- R. P. Welsh, “Knee joint structure and function,” *Clin. Orthop. Relat. Res.*, vol. 147, no. C, pp. 7–14, 1980.
- R. Śmigielski, U. Zdanowicz, M. Drwięga, B. Cizek, and A. Williams, “The anatomy of the anterior cruciate ligament and its relevance to the technique of reconstruction,” *Bone Joint J.*, vol. 98-B, no. 8, pp. 1020–1026, 2016.
- S. L.-Y. Woo, J. M. Hollis, D. J. Adams, R. M. Lyon, and S. Takai, “Tensile properties of the human femur - Anterior cruciate ligament-tibia complex,” *Am. J. Sports Med.*, vol. 19, no. 3, pp. 217–225, 1991.
- S. Z. Giuseppe Anastasi, Silvano Capitani, Maria L. Carnazza, Saverio Cinti, Raffaele De Caro, Rosario F. Donato, Virgilio F. Ferrario, Luciano Fonzi, Adriano Tito Franzini, Eugenio Gaudio, Raffaele Geremia, Giovanni Giordano Lanza, Carlo E. Grossi, Massimo Gulisa, *Trattato di anatomia umana*, Quarta Edizione. 2010.
- T. E. Hewett and G. D. Myer, “The mechanistic connection between the trunk, hip, knee, and anterior cruciate ligament injury,” *Exerc. Sport Sci. Rev.*, vol. 39, no. 4, pp. 161–

166, 2011.

- T. E. Hewett, G. D. Myer, and K. R. Ford, "Anterior cruciate ligament injuries in female athletes: Part 1, mechanisms and risk factors," *Am. J. Sports Med.*, vol. 34, no. 2, pp. 299–311, 2006.
- T. E. Hewett, J. S. Torg, and B. P. Boden, "Video analysis of trunk and knee motion during non-contact anterior cruciate ligament injury in female athletes: Lateral trunk and knee abduction motion are combined components of the injury mechanism," *Br. J. Sports Med.*, vol. 43, no. 6, pp. 417–422, 2009.
- T. Krosshaug and R. Bahr, "A model-based image-matching technique for three-dimensional reconstruction of human motion from uncalibrated video sequences," *J. Biomech.*, vol. 38, no. 4, pp. 919–929, 2005.
- T. Krosshaug *et al.*, "Mechanisms of anterior cruciate ligament injury in basketball: Video analysis of 39 cases," *Am. J. Sports Med.*, vol. 35, no. 3, pp. 359–367, 2007.
- T. Krosshaug, J. R. Slauterbeck, L. Engebretsen, and R. Bahr, "Biomechanical analysis of anterior cruciate ligament injury mechanisms: Three-dimensional motion reconstruction from video sequences," *Scand. J. Med. Sci. Sport.*, vol. 17, no. 5, pp. 508–519, 2007.
- V. B. Duthon, C. Barea, S. Abrassart, J. H. Fasel, D. Fritschy, and J. Ménétrety, "Anatomy of the anterior cruciate ligament," *Knee Surgery, Sport. Traumatol. Arthrosc.*, vol. 14, no. 3, pp. 204–213, 2006.