



ALMA MATER STUDIORUM
UNIVERSITÀ DI BOLOGNA

DOTTORATO DI RICERCA IN
SCIENZE BIOMEDICHE E NEUROMOTORIE
Ciclo 37

Settore Concorsuale: 06/F4 - MALATTIE APPARATO LOCOMOTORE E MEDICINA FISICA E RIABILITATIVA

Settore Scientifico Disciplinare: MED/33 - MALATTIE APPARATO LOCOMOTORE

FATTORI PROGNOSTICI BIOMECCANICI E BIOLOGICI
IN GRADO DI INFLUENZARE I RISULTATI CLINICI E FUNZIONALI
IN PAZIENTI CON INSTABILITÀ DI GINOCCHIO E
LESIONE DEL LEGAMENTO CROCIATO ANTERIORE

Presentata da: *Dr Angelo Boffa*

Coordinatore Dottorato

Prof.ssa Matilde Yung Follo

Supervisore

Prof. Stefano Zaffagnini

Co-supervisore

Prof. Giuseppe Filardo

Esame finale anno 2025

Fattori prognostici biomeccanici e biologici in grado di influenzare i risultati clinici e funzionali in pazienti con instabilità di ginocchio e lesione del legamento crociato anteriore

Sommario

Obiettivo: La lesione del legamento crociato anteriore (LCA) rappresenta una delle lesioni più comuni nei soggetti praticanti attività sportiva e, di conseguenza, la chirurgia ricostruttiva dell'LCA è una delle procedure più frequentemente eseguite nella pratica clinica ortopedica. Sebbene la maggior parte delle tecniche disponibili possa fornire risultati soddisfacenti, la chirurgia dell'LCA non può essere però ancora considerata una procedura con un tasso di successo del 100% . In questo scenario, negli ultimi anni ci sono stati importanti sforzi della ricerca con l'obiettivo non solo di determinare un ulteriore miglioramento delle tecniche chirurgiche, ma anche di migliorare la comprensione dei fattori biomeccanici e biologici che possano causarne il fallimento. Obiettivo del presente progetto di ricerca è identificare i fattori biomeccanici e biologici che possono influenzare i risultati clinici e funzionali di pazienti con instabilità di ginocchio e lesione del LCA.

Metodi: Un totale di 326 pazienti con lesione del LCA sono stati valutati mediante un accelerometro assiale con l'obiettivo di quantificare l'impatto delle lesioni meniscali concomitanti sulla lassità del ginocchio. A tal fine, prima dell'intervento chirurgico di ricostruzione del LCA, i pazienti sono stati valutati mediante i test di Lachman e pivot shift utilizzando l'accelerometro. È stata effettuata un'analisi basata sulla presenza di lesioni meniscali valutate durante l'intervento chirurgico per valutare l'impatto delle lesioni meniscali sulla lassità del ginocchio. Dall'altro lato, 30 pazienti precedentemente sottoposti ad intervento di ricostruzione del LCA e completamente asintomatici sono stati valutati mediante termografia a infrarossi per analizzare la temperatura del ginocchio operato rispetto a quello sano per indagare se l'ambiente articolare del ginocchio trattato rimanesse anomalo oltre 2 anni dopo l'intervento a riposo o in risposta ad esercizio fisico.

Risultati: Nello studio biomeccanico è stato ottenuto che la traslazione tibiale anteriore (test di Lachman) ha mostrato valori significativamente più elevati nei pazienti con lesione del LCA e con lesioni meniscali mediali ($7,3 \pm 1,7$ mm, $p = 0,049$) o con lesioni meniscali sia mediali che

laterali ($7,7 \pm 1,6$ mm, $p = 0,001$) rispetto ai pazienti con lesione del LCA ma senza lesioni meniscali concomitanti ($6,7 \pm 1,3$ mm). Inoltre, i pazienti con lesioni meniscali sia mediali che laterali hanno presentato valori significativamente più elevati di traslazione tibiale anteriore rispetto ai pazienti con lesioni meniscali laterali ($p = 0,049$). Non sono state riscontrate differenze statisticamente significative tra i gruppi in termini di accelerazione tibiale (test di pivot shift). Nella valutazione post-operatoria di pazienti sottoposti a ricostruzione del LCA, la temperatura media del ginocchio era più alta ($p = 0,010$) per le ginocchia operate ($31,4 \pm 1,4$ °C) rispetto alle ginocchia controlaterali non operate ($31,1 \pm 1,6$ °C). L'analisi della risposta agli esercizi delle ginocchia operate ha mostrato tendenze simili a quelle delle ginocchia non operate, ma con valori di temperatura più elevati in tutti i punti temporali ($p < 0,05$). I pazienti che hanno subito ricostruzione del LCA con trattamento meniscale concomitante hanno mostrato temperature del ginocchio più elevate rispetto alle ginocchia con ricostruzione del LCA ma senza trattamento meniscale concomitante dopo 5 ($p = 0,047$), 10 ($p = 0,027$) e 20 minuti ($p = 0,048$).

Conclusioni: Questo progetto ha dimostrato che il contributo delle lesioni meniscali concomitanti alla lassità del ginocchio può essere quantificato oggettivamente prima dell'intervento di ricostruzione del LCA utilizzando un accelerometro. In particolare, le lesioni del menisco mediale, da sole o in associazione con le lesioni del menisco laterale, determinano un significativo aumento della traslazione tibiale anteriore rispetto alle ginocchia con lesione del LCA ma senza rotture meniscali. Inoltre, la valutazione mediante termografia ad infrarossi di ginocchia asintomatiche precedentemente trattate con ricostruzione di LCA ha riscontrato una temperatura più alta rispetto al ginocchio controlaterale sano non operato, sia a riposo che dopo l'esercizio, con un ulteriore aumento nelle ginocchia che hanno subito un trattamento meniscale concomitante. Questi risultati suggeriscono uno stato infiammatorio che persiste anni dopo l'intervento chirurgico, il quale potrebbe predisporre ad un'insorgenza precoce della degenerazione articolare del ginocchio.

Biomechanical and biological prognostic factors influencing clinical and functional outcomes in patients with knee instability and anterior cruciate ligament lesion

Abstract

Purpose: Anterior cruciate ligament (ACL) injury is one of the most common injuries among individuals engaged in sports activities, and consequently, ACL reconstructive surgery is one of the most frequently performed procedures in orthopedic clinical practice. Although most available techniques can provide satisfactory results, ACL surgery cannot yet be considered a procedure with a 100% success rate. In this context, in recent years, there have been significant research efforts aimed not only at determining further improvements in surgical techniques but also at enhancing the understanding of the biomechanical and biological factors that may lead to failure. The objective of this research project is to identify the biomechanical and biological factors that may influence the clinical and functional outcomes of patients with knee instability and ACL injury.

Methods: A total of 326 patients with ACL injury were assessed using an axial accelerometer to quantify the impact of concomitant meniscal injuries on knee laxity. To this end, prior to ACL reconstruction surgery, patients were evaluated using the Lachman and pivot shift tests with the accelerometer. An analysis based on the presence of meniscal injuries assessed during surgery was conducted to evaluate the impact of meniscal injuries on knee laxity. On the other hand, 30 patients who previously underwent ACL reconstruction (over 2 years) and were completely asymptomatic were evaluated using infrared thermography to analyze the temperature of the operated knee compared to the healthy knee, to investigate whether the joint environment of the treated knee remained abnormal more than 2 years after the surgery, both at rest and in response to physical exercise.

Results: In the biomechanical study, it was found that anterior tibial translation (Lachman test) showed significantly higher values in patients with ACL injury and medial meniscal lesions (7.3 ± 1.7 mm, $p = 0.049$) or with both medial and lateral meniscal lesions (7.7 ± 1.6 mm, $p = 0.001$) compared to patients with ACL injury but without concomitant meniscal injuries (6.7 ± 1.3 mm). Furthermore, patients with both medial and lateral meniscal lesions exhibited

significantly higher values of anterior tibial translation compared to patients with lateral meniscal lesions ($p = 0.049$). No statistically significant differences were found between the groups in terms of tibial acceleration (pivot shift test). In the postoperative evaluation of patients who underwent ACL reconstruction, the mean temperature of the knee was higher ($p = 0.010$) for the operated knees (31.4 ± 1.4 °C) compared to the contralateral unoperated knees (31.1 ± 1.6 °C). The analysis of the response to exercises of the operated knees showed trends similar to those of the unoperated knees, but with higher temperature values at all time points ($p < 0.05$). Patients who underwent ACL reconstruction with concomitant meniscal treatment showed higher knee temperatures compared to knees with ACL reconstruction but without concomitant meniscal treatment after 5 ($p = 0.047$), 10 ($p = 0.027$), and 20 minutes ($p = 0.048$).

Conclusion: This project demonstrated that the contribution of concomitant meniscal injuries to knee laxity can be objectively quantified prior to ACL reconstruction using an accelerometer. In particular, medial meniscus lesions, either alone or in association with lateral meniscus lesions, lead to a significant increase in anterior tibial translation compared to knees with ACL injury but without meniscal tears. Furthermore, the evaluation using infrared thermography of asymptomatic knees previously treated with ACL reconstruction over 2 years revealed a higher temperature compared to the contralateral healthy unoperated knee, both at rest and after exercise, with a further increase in knees that underwent concomitant meniscal treatment. These results suggest an inflammatory state persisting years after the surgery, which could predispose to the early onset of knee joint degeneration.

Indice

INTRODUZIONE.....	9
-------------------	---

CAPITOLO 1

ANATOMIA DEL GINOCCHIO.....	11
-----------------------------	----

1.1	Introduzione.....	12
1.2	Superfici articolari.....	13
1.3	Capsula, strutture tendinee e legamentose.....	15
1.4	Menischi.....	17
1.5	Legamenti crociati.....	18

CAPITOLO 2

LA LESIONE DEL LEGAMENTO CROCIATO ANTERIORE.....	20
--	----

2.1	Epidemiologia.....	21
2.2	Meccanismo di lesione.....	22
2.3	Diagnosi clinica.....	23
2.4	Diagnostica per immagini.....	27
2.5	Ricostruzione chirurgica.....	29

CAPITOLO 3

SISTEMI DI MISURAZIONE DELLA LASSITÀ ARTICOLARE.....	32
--	----

3.1	Principi generali.....	33
3.2	Sistemi di navigazione.....	33
3.3	Sistemi robot-assistiti.....	34
3.4	Artrometri.....	35

CAPITOLO 4

STUDIO SPERIMENTALE.....	37
4.1 Introduzione.....	38
4.2 Materiali e metodi.....	41
4.2.1 Disegno dello Studio 1.....	41
4.2.2 Valutazioni del paziente - Studio 1.....	42
4.2.3 Analisi statistica - Studio 1.....	44
4.2.4 Disegno dello Studio 2.....	45
4.2.5 Valutazioni del paziente - Studio 2.....	46
4.2.6 Analisi statistica - Studio 2.....	48
4.3 Risultati.....	50
4.3.1 Lassità legamentosa - Studio 1.....	50
4.3.2 Analisi termografica - Studio 2.....	52
4.4 Discussione.....	56
4.5 Limitazioni.....	62
4.6 Conclusioni.....	63
 BIBLIOGRAFIA.....	 64

Introduzione

La lesione del legamento crociato anteriore (LCA) rappresenta una delle lesioni più comuni nei soggetti praticanti attività sportiva e, di conseguenza, la chirurgia ricostruttiva dell'LCA è una delle procedure più frequentemente eseguite nella pratica clinica ortopedica. I dati epidemiologici rivelano che la rottura dell'LCA interessa soprattutto pazienti giovani e sportivi, quindi con elevate aspettative in termini di recupero funzionale e di ritorno allo sport [1]. Esiste una fiorente letteratura sulle tecniche di ricostruzione dell'LCA: numerose procedure sono state descritte nel corso degli anni e, nonostante siano stati riportati risultati clinici complessivamente positivi ai follow-up a medio e lungo termine, la ricostruzione dell'LCA rappresenta ancora oggi un'area attiva della ricerca ortopedica [2,3].

La chirurgia dell'LCA rappresenta un classico esempio di integrazione tra biologia e biomeccanica: i progressi compiuti negli ultimi decenni possono essere attribuiti ai grandi passi avanti nella conoscenza sia delle proprietà meccaniche che di quelle biologiche del LCA e del suo processo di guarigione [4,5]. Sebbene la maggior parte delle tecniche disponibili possa fornire risultati soddisfacenti, la chirurgia dell'LCA non può essere però ancora considerata una procedura con un tasso di successo del 100%: non tutti i pazienti sono in grado di riguadagnare il loro precedente livello di attività sportiva e il tasso di successo attribuito alla ricostruzione dell'LCA si attesta tra l'80 e il 95%, mentre percentuali ancora più basse caratterizzano le procedure di revisione o la concomitante presenza di lesioni capsulo-legamentose associate in un quadro di instabilità complessa di ginocchio [6,7]. In questo scenario, negli ultimi anni ci sono stati importanti sforzi della ricerca con l'obiettivo non solo di determinare un ulteriore miglioramento delle tecniche chirurgiche, ma anche di migliorare la comprensione dei fattori biomeccanici e biologici che possano causarne il fallimento. L'individuazione dei fattori prognostici responsabili del parziale recupero e di un maggior rischio di fallimento potrebbe infatti condurre a degli adeguamenti delle tecniche chirurgiche al fine di migliorarne il risultato clinico.

Dal punto di vista biomeccanico, una diagnosi accurata del livello di lassità articolare risulta essere un punto cruciale per scegliere l'approccio chirurgico più appropriato e specifico per il paziente. Al contrario, un errore nella valutazione preoperatoria potrebbe condurre ad un approccio chirurgico inadeguato tale da ripristinare la corretta biomeccanica dell'articolazione stessa. I test clinici con la più alta specificità e sensibilità utilizzati per determinare la lassità articolare sono il Pivot-Shift test e il Lachman test, manovre che si correlano con i sintomi

clinici e l'instabilità soggettiva percepita dal paziente [8]. Nonostante la sua diffusione, vi è una significativa variabilità nell'esecuzione e nell'interpretazione di questi test [9]. Al fine di ottimizzare la valutazione preoperatoria di un ginocchio con lesione o recidiva di lesione dell'LCA, è stato introdotto nella pratica clinica uno strumento non invasivo, il Kinematic Rapid Assessment (KiRa), in grado di quantificare la lassità articolare [10]. Tale strumento permette di ottenere dati oggettivi sull'instabilità legamentosa che potrebbero dunque risultare utili nell'identificare quadri specifici di instabilità per guidare le successive scelte terapeutiche.

Dal punto di vista biologico, è stato dimostrato che il trauma che determina la rottura del LCA coinvolge in realtà l'intera articolazione con possibili danni secondari a carico dei menischi, della cartilagine articolare e delle altre strutture legamentose e capsulari del ginocchio [11]. Parallelamente a queste lesioni si verificano anche importanti cambiamenti dell'omeostasi articolare, con il rilascio di numerosi mediatori biologici come citochine, enzimi proteolitici e specie reattive dell'ossigeno [12,13]. Tutti questi fattori possono incidere negativamente sullo stato complessivo dell'articolazione, ed inoltre influenzare il tasso di successo delle ricostruzioni dell'LCA [14,15]. Ad essi si aggiunge inoltre la reazione infiammatoria articolare scatenata dallo stesso intervento chirurgico che può ulteriormente inficiare i risultati finali [16]. Pertanto, risulta essere di fondamentale importanza identificare i cambiamenti dell'omeostasi articolare che si verificano appena dopo il trauma, successivamente ad esso, e in seguito all'insulto chirurgico, permettendo potenzialmente di trattare in futuro anche alterazioni dell'omeostasi articolare che potrebbero altrimenti inficiare i risultati della ricostruzione chirurgica.

Obiettivo del presente progetto di ricerca è identificare i fattori biomeccanici e biologici che possono influenzare i risultati clinici e funzionali di pazienti con instabilità di ginocchio e lesione del LCA. L'individuazione di questi fattori potrà guidare adeguatamente il processo decisionale da parte del chirurgo nella scelta della strategia terapeutica più appropriata per il paziente e migliorare pertanto il risultato clinico della chirurgia del LCA.

CAPITOLO I

Anatomia del ginocchio

1.1 Introduzione

Il ginocchio è l'articolazione più complessa del corpo umano e quella di maggiori dimensioni. Rappresenta l'articolazione centrale dell'arto inferiore, fungendo da collegamento tra la coscia e la gamba. Questa articolazione è formata da tre superfici articolari racchiuse all'interno di una capsula, una cavità articolare, diverse strutture tendinee e legamentose, due menischi e alcune borse sinoviali.

All'interno del ginocchio si possono distinguere due articolazioni principali: l'articolazione femoro-tibiale (che comprende i compartimenti mediale e laterale) e l'articolazione femoro-rotulea. L'articolazione femoro-tibiale è un'articolazione di tipo trocleare, costituita dai due condili femorali e dal piatto tibiale. Le superfici contrapposte si comportano rispettivamente come un segmento di cilindro pieno e un segmento di cilindro cavo, con i rispettivi assi lunghi orientati perpendicolarmente rispetto all'asse lungo dell'arto inferiore, permettendo un movimento angolare sul piano ortogonale rispetto all'asse dei cilindri stessi. Dall'altra parte, l'articolazione femoro-rotulea è un'artrodia, costituita dalla troclea femorale e dalla rotula, le cui superfici articolari piane scivolano reciprocamente l'una sull'altra, non consentendo movimenti angolari tra le due ossa. Entrambe le articolazioni concorrono alla definizione del principale grado di libertà del ginocchio: la flessione-estensione lungo l'asse trasversale. A tale movimento si associa, come secondo grado di libertà accessorio, la rotazione sull'asse longitudinale della gamba, che è concessa esclusivamente quando il ginocchio non si trova nella posizione di completa estensione.

Dal punto di vista funzionale l'articolazione del ginocchio deve conciliare due necessità meccaniche opposte ma ugualmente cruciali: stabilità e mobilità. Il ginocchio, infatti, deve garantire la massima stabilità nella posizione di estensione completa, quando è sottoposto allo stress meccanico dovuto al peso corporeo. Allo stesso tempo, in fase di flessione, esso deve tuttavia fornire un'ampia mobilità necessaria per un ottimale appoggio del piede sul terreno, in rapporto anche ad eventuali irregolarità, durante l'esecuzione di diverse attività della vita quotidiana come la deambulazione, la corsa o l'arrampicata.

1.2 Superfici articolari

L'articolazione del ginocchio è formata da tre segmenti ossei: il femore distale, la tibia prossimale e la rotula (Figura 1) [17-19].

Il femore distale presenta una struttura complessa, caratterizzata dalla presenza dei condili mediale e laterale, due prominenti processi ossei convessi, differenti per dimensioni, orientamento e profilo, che possono essere paragonati a due facce di una puleggia. Anteriormente, i condili femorali si uniscono, formando una depressione centrale in posizione mediana, nota come incisura trocleare, che insieme alla rotula compone l'articolazione femoro-rotulea. Inoltre, il femore distale è dotato di epicondili, che si trovano al di sopra dei condili e servono come punti di ancoraggio per i legamenti e i tendini. Posteriormente, i condili sono separati dalla cosiddetta fossa intercondiloidea.

La parte prossimale della tibia che forma la superficie articolare è chiamata piatto tibiale e può essere suddiviso in piatto tibiale mediale e laterale, separati da una cresta smussata al centro, nota come spina tibiale. I due “emi-piatti” presentano caratteristiche anatomiche distintive: il piatto tibiale mediale ha un profilo concavo e dimensioni maggiori rispetto al piatto tibiale laterale, che, al contrario, ha un profilo lievemente convesso. Mentre la superficie articolare mediale è concava in entrambe le direzioni, la superficie articolare laterale è concava trasversalmente e convessa sagittalmente. Questa configurazione contribuisce alla mancanza di corrispondenza anatomica tra i segmenti ossei, il cui allineamento è garantito dalla presenza della capsula, delle strutture legamentose e dei menischi. Un'altra caratteristica importante della tibia è la tuberosità tibiale, una prominenza ossea sulla parte anteriore della tibia, che funge da punto di inserzione per il tendine rotuleo.

La rotula, il più grande osso sesamoide del corpo umano, presenta un profilo ovalare asimmetrico con l'apice rivolto distalmente. Le fibre del tendine quadricipitale la circondano nella parte prossimale e anteriore, mentre dal suo apice distale origina il tendine rotuleo. In una sezione trasversale, si può osservare che la base è rivolta anteriormente e l'apice posteriormente, per articularsi con la troclea femorale. Il margine superiore, spesso e robusto, fornisce inserzione ai tendini distali dei muscoli retto femorale e vasto intermedio del quadricipite femorale, mentre i margini mediale e laterale sono più sottili e ricevono le inserzioni tendinee del vasto mediale e del vasto laterale dello stesso muscolo. I margini mediale e laterale si uniscono distalmente a un angolo acuto, formando l'apice della rotula, che si estende

distalmente nel forte tendine rotuleo. La stabilità della rotula rispetto ai condili femorali è ulteriormente garantita dai retinacoli mediale e laterale.

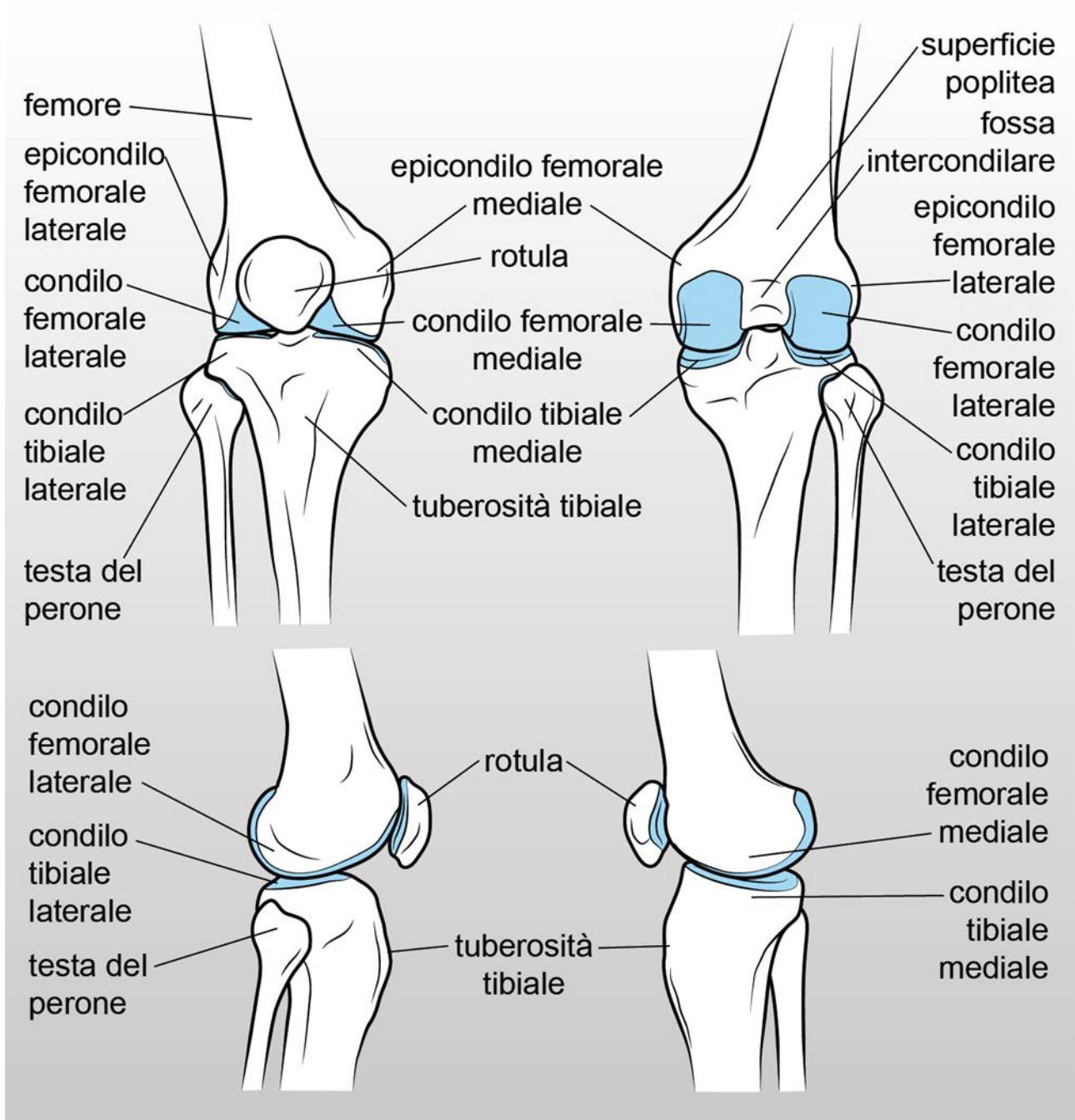


Figura 1. Rappresentazione grafica delle strutture ossee del ginocchio

1.3 Capsula, strutture tendinee e legamentose

La capsula che avvolge la cavità articolare del ginocchio è una membrana fibrosa a forma cilindrica, con la porzione posteriore che si introflette lungo una linea generatrice verticale (Figura 2). Anteriormente presenta un'apertura che accoglie la rotula. Prossimalmente, la capsula si attacca al femore, formando il recesso sotto-quadricipitale nella parte anteriore, mentre posteriormente crea una doccia con concavità posteriore, nella quale sono collocati i legamenti crociati, che sono strutture intrarticolari ma extra-sinoviali. L'inserzione posteriore della capsula sul femore si trova lungo il margine della cartilagine che riveste i condili, al di sotto dell'inserzione dei muscoli gemelli. Distalmente, la capsula segue il profilo osseo della tibia prossimale in modo circonferenziale, tranne nel punto in cui il tendine del muscolo popliteo entra in articolazione. All'interno, la capsula articolare è rivestita da una membrana sinoviale, un tessuto connettivo specializzato che ha il compito di produrre il liquido sinoviale presente nell'articolazione.

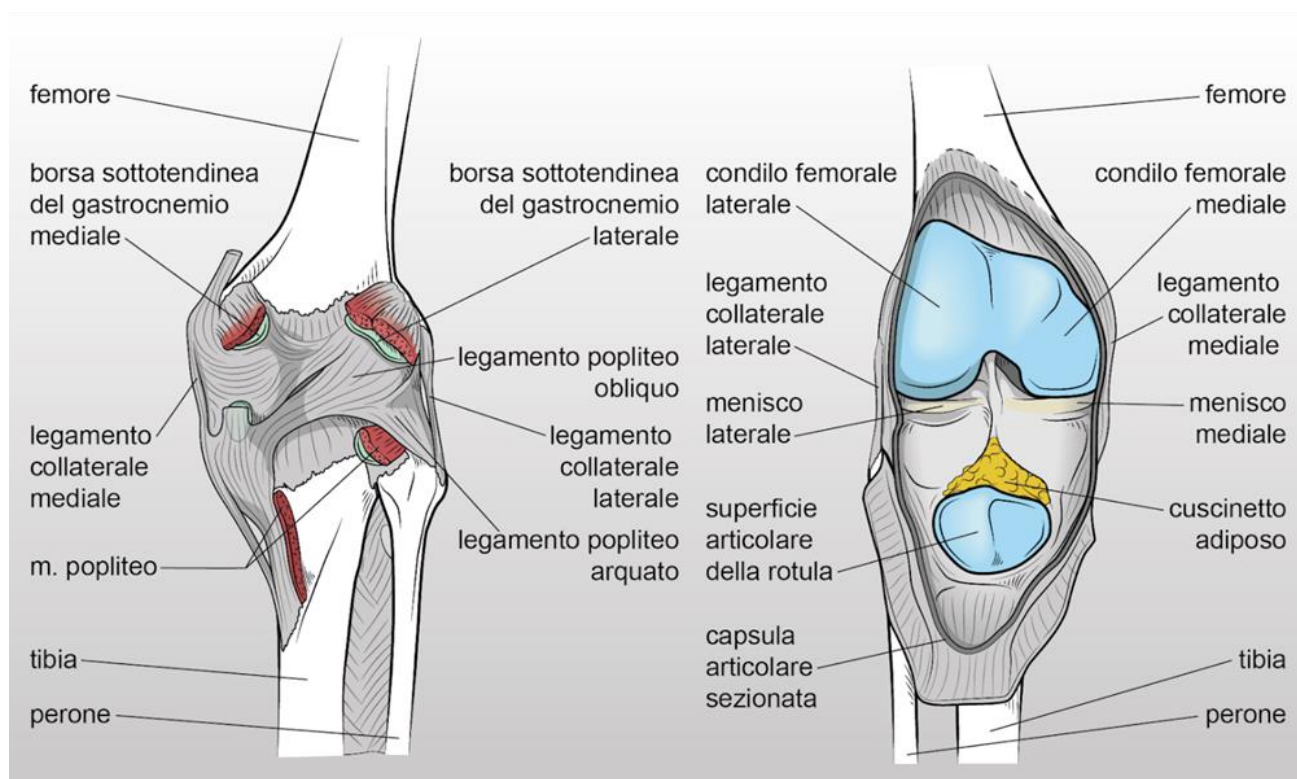


Figura 2. Capsula articolare e legamenti periferici del ginocchio.

La capsula articolare ha un rapporto diretto con diverse strutture tendinee e legamentose che contribuiscono alla stabilità del ginocchio:

- Il tendine rotuleo si estende dal polo inferiore della rotula alla tuberosità tibiale, rappresentando la porzione finale del tendine del muscolo quadricipite femorale. Si tratta di una struttura appiattita e robusta, la cui superficie posteriore è separata dalla membrana sinoviale dell'articolazione da un'abbondante formazione adiposa nota come corpo di Hoffa.
- I legamenti alari (mediale e laterale) sono due strutture fibrose che partono dai margini mediale e laterale della rotula, decorrono trasversalmente verso il retro e si inseriscono sugli epicondili corrispondenti.
- Il legamento collaterale mediale (LCM) è una banda di tessuto fibroso la cui porzione profonda è aderente alla capsula articolare; esso si estende dall'epicondilo femorale mediale alla parte mediale della tibia prossimale. Anche il legamento obliquo posteriore (LOP) contribuisce alla stabilità mediale del ginocchio, rinforzando la capsula in zona posteromediale.
- Il legamento collaterale laterale (LCL) origina dall'epicondilo femorale laterale e si inserisce sulla parte anteriore della testa del perone. A differenza del LCM, le fibre del LCL non sono in continuità con la capsula articolare.
- Il tratto ileo-tibiale è il tendine distale del muscolo tensore della fascia lata, che si estende lungo il lato laterale del ginocchio e si inserisce sul tubercolo di Gerdy.
- Infine, il tendine del muscolo popliteo rinforza la capsula in sede posterolaterale.

1.4 Menischi

I menischi sono due strutture fibrocartilaginee intra-articolari a forma di mezzaluna, posizionate tra i condili femorali e il piatto tibiale. Ognuno dei menischi copre circa i due terzi della superficie articolare tibiale corrispondente, svolgendo un ruolo cruciale nella funzionalità dell'articolazione del ginocchio. La parte periferica dei menischi è spessa e convessa, in contatto con la capsula articolare, mentre il profilo centrale si assottiglia, creando un margine libero più sottile che consente una certa mobilità. La superficie superiore dei menischi è concava e si articola con i condili femorali, mentre quella inferiore è quasi piatta e poggia sulla superficie articolare tibiale, garantendo un'adeguata distribuzione del peso.

I menischi svolgono diverse funzioni cruciali, tra cui:

- La trasmissione e la distribuzione del carico attraverso l'articolazione, contribuendo a ridurre il rischio di lesioni alla cartilagine articolare.
- L'aumento della congruenza articolare tra il femore distale e la tibia prossimale, migliorando così la stabilità durante il movimento.
- L'assorbimento e l'ammortizzazione delle forze meccaniche durante le attività dinamiche dell'articolazione, proteggendo le strutture ossee e cartilaginee sottostanti.
- La distribuzione del liquido sinoviale, essenziale per la lubrificazione dell'articolazione e il nutrimento della cartilagine articolare.
- La prevenzione dell'*impingement* dei tessuti molli durante i movimenti articolari, garantendo un'adeguata escursione senza attrito eccessivo.

In aggiunta, il menisco mediale contribuisce in modo significativo alla stabilità del ginocchio, specialmente durante attività che richiedono torsione e cambi di direzione, come nella corsa o nell'arrampicata. La corretta funzionalità dei menischi è quindi fondamentale non solo per il movimento, ma anche per la salute a lungo termine dell'articolazione, poiché eventuali lesioni o degenerazioni dei menischi possono portare a disfunzioni e patologie articolari, come l'artrosi.

1.5 Legamenti crociati

I legamenti crociati, pur essendo strutture intrarticolari, sono considerate strutture extra-sinoviali e rappresentano tra i principali stabilizzatori del ginocchio (Figura 3). La loro funzione primaria è quella di limitare la traslazione anteriore e posteriore della tibia rispetto al femore sul piano sagittale, contribuendo così a mantenere la stabilità articolare durante i movimenti. Sono costituiti prevalentemente da una matrice collagenica, composta per circa il 90% da collagene di tipo I e per il restante 10% da collagene di tipo III, oltre a contenere fibroblasti, elastina e proteoglicani, che contribuiscono alla loro elasticità e resistenza.

Il legamento crociato anteriore (LCA) origina dalla superficie mediale del condilo femorale laterale, attraversa il ginocchio con un decorso obliquo verso il basso, anteriormente e medialmente, per inserirsi sulla tibia a livello della superficie prespinale, tra l'inserzione del corno anteriore del menisco mediale e quella del menisco laterale. Le fibre del LCA si suddividono in due fasci principali: il fascio anteromediale, più lungo e maggiormente soggetto a lesioni traumatiche, e il fascio posterolaterale. In generale, il LCA assume la forma di un cordone che si torce su sé stesso lungo il proprio asse maggiore, conferendogli una struttura altamente resistente ma flessibile.

Il legamento crociato posteriore (LCP) si inserisce sulla parte più posteriore della superficie retrospinale della tibia, estendendosi oltre il bordo posteriore del piatto tibiale. Il suo decorso è obliquo, dirigendosi in avanti, verso l'alto e medialmente, per poi inserirsi a livello femorale nel fondo dell'incisura intercondiloidea, con un'estensione anche sulla faccia assiale del condilo mediale. Come per il LCA, anche il LCP è composto da due fasci: il fascio posteromediale e il fascio anterolaterale, entrambi con funzioni complementari nella stabilizzazione posteriore del ginocchio durante i movimenti di flesso-estensione.

Sul piano sagittale, il LCA e il LCP seguono un andamento incrociato rispetto ai legamenti collaterali, il LCL e il LCM. L'inclinazione dei legamenti crociati cambia in base alla posizione del ginocchio: quando il ginocchio è in estensione, il LCA assume una posizione più verticale mentre il LCP si orienta in modo più orizzontale; in flessione avviene l'opposto, con il LCP che diventa più verticale. Inoltre, la tensione dei legamenti crociati non è costante, ma varia durante il movimento del ginocchio. Durante la flessione a 90° fino ai 120°, il LCP si tende progressivamente, diventando più teso rispetto al LCA, che resta più rilassato. In

estensione e iperestensione, invece, tutte le fibre del LCA si mettono in tensione, mentre solo le fibre posterosuperiori del LCP rimangono tese.

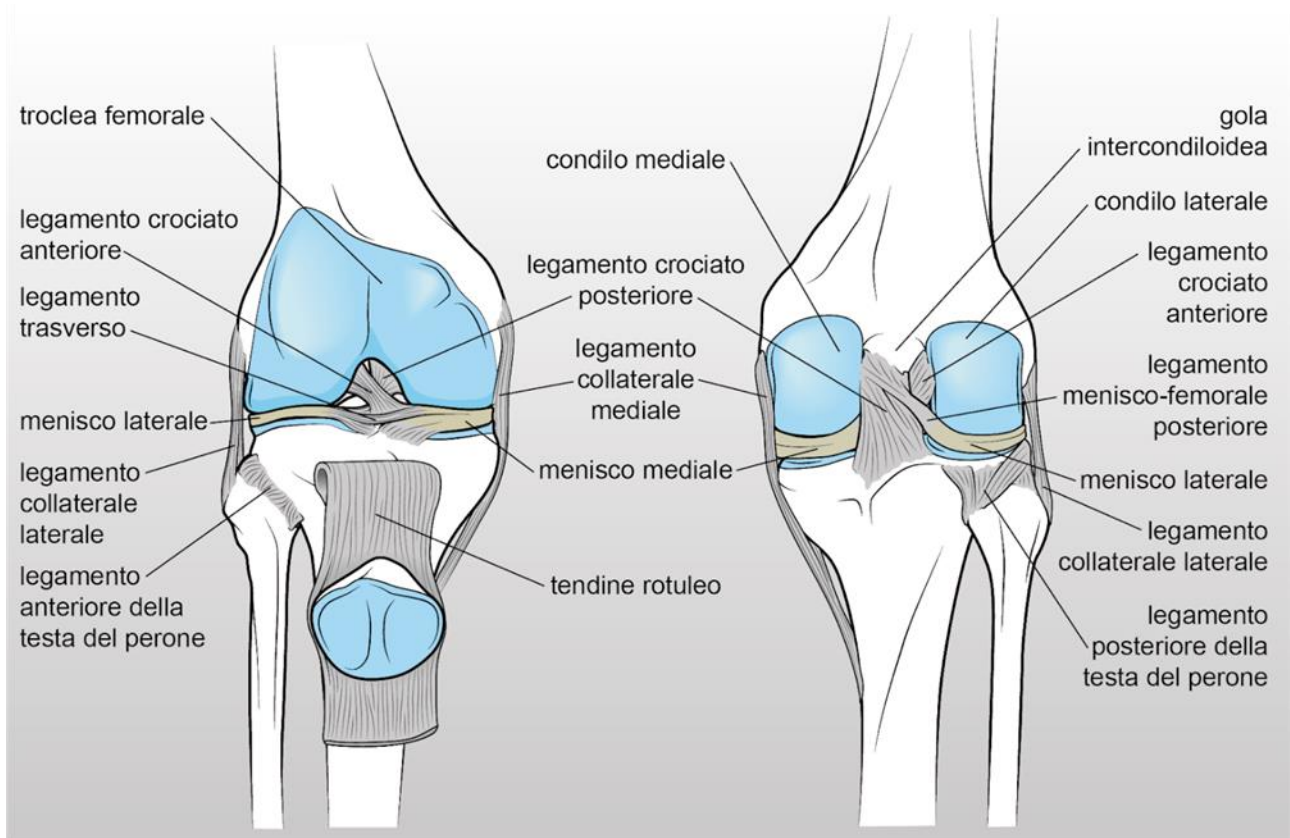


Figura 3. Capsula articolare e legamenti periferici del ginocchio.

Dal punto di vista funzionale, i legamenti crociati non solo stabilizzano il ginocchio, ma svolgono anche un ruolo fondamentale nella sua dinamica. Durante la flessione, la tibia tende a traslare posteriormente rispetto al femore, mentre in estensione si sposta in avanti. I legamenti crociati guidano questo movimento richiamando i condili femorali, consentendo loro di scivolare in direzione opposta rispetto al loro rotolamento: in flessione, il LCA permette lo scivolamento anteriore del condilo laterale, mentre in estensione il LCP gestisce lo scivolamento posteriore del condilo mediale. Questi complessi meccanismi assicurano una perfetta armonia nei movimenti articolari del ginocchio, rendendoli fluidi e controllati.

CAPITOLO II

La lesione del legamento crociato anteriore

2.1 Epidemiologia

La lesione del LCA rappresenta una delle più comuni e debilitanti lesioni muscolo-scheletriche, soprattutto tra gli sportivi e coloro che praticano attività fisica a livello competitivo. L'incidenza globale della lesione del LCA varia tra 30 e 80 casi per 100.000 abitanti all'anno, con un maggiore picco nei giovani adulti di età compresa tra i 15 e i 40 anni [20,21]. Tuttavia, l'incidenza specifica è fortemente influenzata da fattori demografici e dalla partecipazione a determinati sport, come calcio, basket, rugby e sci, tutti caratterizzati da rapidi cambi di direzione, decelerazioni improvvise e salti, che aumentano il rischio di stress meccanico sul ginocchio.

Le donne hanno un rischio da due a otto volte superiore di subire una lesione del LCA e tendono inoltre ad avere tale lesione in un'età più giovanile rispetto ai loro omologhi maschi, per via di una combinazione di fattori anatomici, biomeccanici, ormonali e neuromuscolari [22]. Tra questi, giocano un ruolo significativo la larghezza maggiore dell'angolo Q (l'angolo formato tra la linea della coscia e la rotula), la minore forza relativa dei muscoli ischio-crurali e quadricipiti, e una biomeccanica differente del salto e dell'atterraggio. Inoltre, alcune evidenze suggeriscono che le variazioni cicliche degli ormoni sessuali, in particolare durante la fase pre-ovulatoria del ciclo mestruale, possano alterare la lassità del legamento e aumentare il rischio di lesione.

In termini di impatto economico e sociale, la lesione del LCA rappresenta una sfida significativa [23]. Il trattamento della lesione richiede spesso interventi chirurgici di ricostruzione del legamento, seguiti da lunghi periodi di riabilitazione che possono estendersi oltre i sei mesi. Il costo delle cure mediche, unito alla perdita di produttività lavorativa o sportiva, comporta un peso considerevole sia per i pazienti che per i sistemi sanitari. In particolare, per gli atleti professionisti, la lesione del LCA può rappresentare un ostacolo nella carriera sportiva, con un rischio elevato di recidiva o di complicazioni a lungo termine, come l'osteoartrosi precoce.

2.2 Meccanismo di lesione

Il LCA agisce principalmente limitando la traslazione anteriore della tibia e la rotazione interna del ginocchio. Esso risulta pertanto particolarmente vulnerabile in situazioni in cui queste forze vengono superate, specialmente in circostanze di carico meccanico improvviso e multidirezionale.

La lesione del LCA può avvenire attraverso due meccanismi principali: lesioni non da contatto e lesioni da contatto [24]. Le lesioni non da contatto sono la maggioranza, rappresentando circa il 70-80% dei casi. Sono causate da movimenti dinamici ad alta velocità che impongono uno stress eccessivo sul ginocchio, come cambi di direzione improvvisi, atterraggi da un salto con il ginocchio in estensione o torsioni articolari inappropriate. Durante queste situazioni, il legamento può subire un sovraccarico meccanico e una deformazione al di sopra della sua soglia di tolleranza, provocando la rottura parziale o completa delle sue fibre. In particolare, la combinazione di valgismo del ginocchio, rotazione interna della tibia, e una forza in compressione sull'articolazione è il meccanismo più comunemente associato a lesioni del LCA non da contatto (Figura 4).

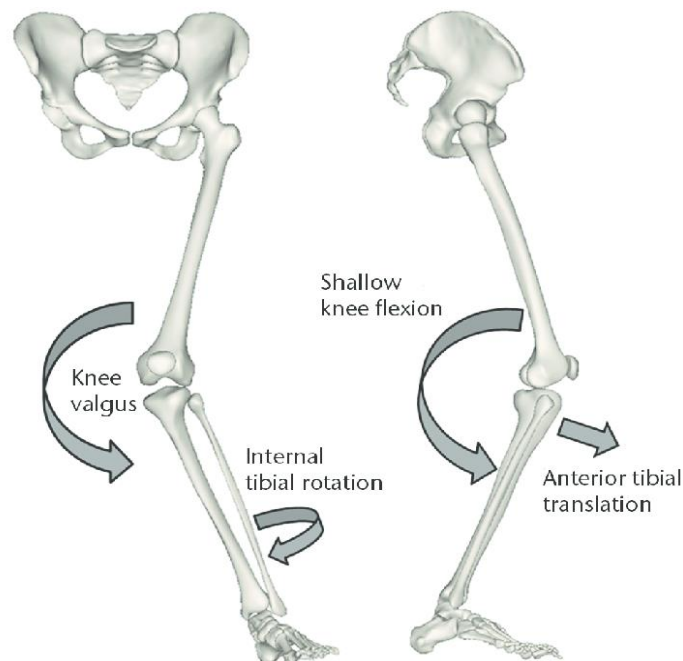


Figura 4. Meccanismo d'azione più frequente di lesione non da contatto del LCA
(Kiapour AM 2014 – Bone Joint Res).

Il secondo tipo di lesione, meno comune, è quello da contatto. Questo si verifica in situazioni in cui una forza esterna, come un impatto diretto, viene applicata al ginocchio. Ad esempio, negli sport di squadra come il calcio o il rugby, un impatto laterale sul ginocchio può indurre una combinazione di forze in valgo, rotazione interna e traslazione anteriore della tibia, causando la rottura del LCA. Questi eventi possono spesso coinvolgere anche altre strutture del ginocchio, come il legamento collaterale mediale o i menischi, portando a lesioni più complesse.

Un altro fattore importante è la posizione dell'articolazione al momento del trauma, con studi biomeccanici che hanno dimostrato come un ginocchio leggermente flesso (circa 30 gradi) con il piede in posizione fissa sul terreno sia particolarmente suscettibile a lesioni del LCA. In questa posizione, infatti, il legamento è già sotto tensione e l'applicazione di una forza esterna può superare la sua capacità di resistere, determinandone la rottura.

Anche i fattori neuromuscolari e biomeccanici giocano un ruolo significativo nel meccanismo della lesione del LCA. Movimenti mal coordinati, un controllo posturale inadeguato, la debolezza muscolare o uno squilibrio tra muscoli agonisti e antagonisti possono predisporre l'atleta a un rischio maggiore. Ad esempio, una debolezza dei muscoli ischio-crurali rispetto ai quadricipiti può compromettere il controllo del ginocchio durante i movimenti esplosivi, aumentando così il rischio di lesione del legamento.

2.3 Diagnosi clinica

La diagnosi della lesione del LCA è un processo che richiede un'accurata valutazione clinica e strumentale. La diagnosi tempestiva e precisa è essenziale per pianificare il trattamento e prevenire complicazioni come l'instabilità cronica del ginocchio o l'osteoartrosi precoce. In ambito clinico, i test fisici volti a valutare la stabilità del ginocchio sono fondamentali per confermare il sospetto di lesione del LCA, integrando i dati anamnestici e i segni clinici. Questi test si concentrano sull'analisi della traslazione anteriore e della rotazione della tibia rispetto al femore e sulla valutazione dell'integrità biomeccanica dell'articolazione. Tra i più utilizzati ci sono il test del cassetto anteriore, il test di Lachman e il pivot shift test.

2.3.1 Test del cassetto anteriore

Il test del cassetto anteriore (Figura 5) è uno dei test clinici più tradizionali e largamente utilizzati per la valutazione del LCA. Esso viene eseguito con il paziente in posizione supina, con l'anca flessa a 45° e il ginocchio a 90°. L'esaminatore stabilizza l'arto posizionandosi sopra il piede del paziente per evitare movimenti accessori, quindi afferra la tibia prossimale con entrambe le mani e applica una trazione postero-anteriore. Durante questo movimento, la traslazione anteriore della tibia rispetto al femore viene valutata in relazione alla resistenza percepita e all'eventuale "arresto" del movimento, indicativo della presenza di un LCA intatto. Un eccessivo movimento della tibia o un arresto di movimento poco netto suggeriscono una lesione del LCA. Questo test è particolarmente sensibile nelle lesioni croniche del legamento, con una sensibilità che raggiunge il 92% e una specificità del 91%. Tuttavia, in fase acuta il test può risultare meno affidabile, poiché la presenza di spasmi muscolari, dolore, o ematoma può ridurre l'efficacia diagnostica, ostacolando una valutazione corretta della traslazione tibiale. In questo contesto, il cassetto anteriore viene spesso utilizzato in combinazione con altri test per confermare la diagnosi, specialmente in presenza di sintomi meno definiti [25,26].

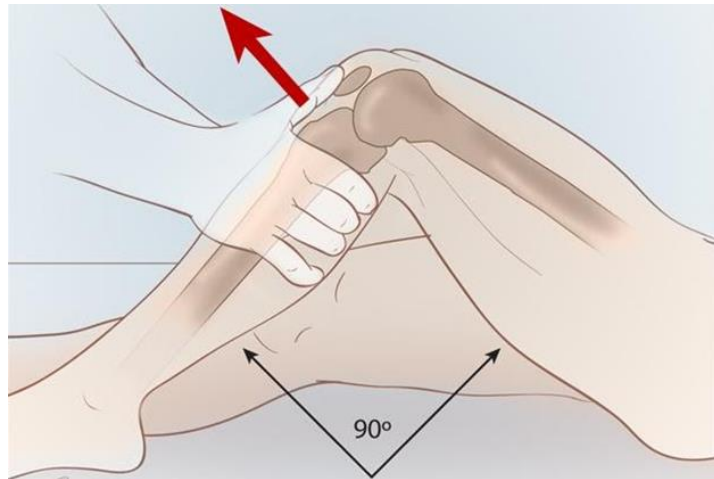


Figura 5. Test del cassetto anteriore (*Castellano J 2020 – J Phys Med Rehabil*).

2.3.2 Test di Lachman

Il test di Lachman (Figura 6) è ampiamente considerato il gold standard nella diagnosi delle lesioni acute del LCA. A differenza del test del cassetto anteriore, viene eseguito con il ginocchio flesso a circa 30°, una posizione che riduce l'influenza dei muscoli posteriori della

coscia, come i muscoli ischio-crurali, che possono mascherare la traslazione anteriore della tibia. Con il paziente supino, l'esaminatore stabilizza il femore con una mano e applica una trazione in direzione antero-posteriore sulla tibia prossimale con l'altra. La valutazione si concentra, anche in questo caso, sull'entità della traslazione anteriore della tibia e sull'eventuale resistenza percepita. Il test di Lachman presenta una sensibilità dell'85% e una specificità del 94%, rendendolo altamente efficace per la diagnosi di lesioni acute del LCA. È considerato più affidabile rispetto al test del cassetto anteriore in quanto la posizione a 30° consente di mettere maggiormente sotto stress il LCA, evidenziando in modo più chiaro eventuali compromissioni della stabilità articolare [25,26].

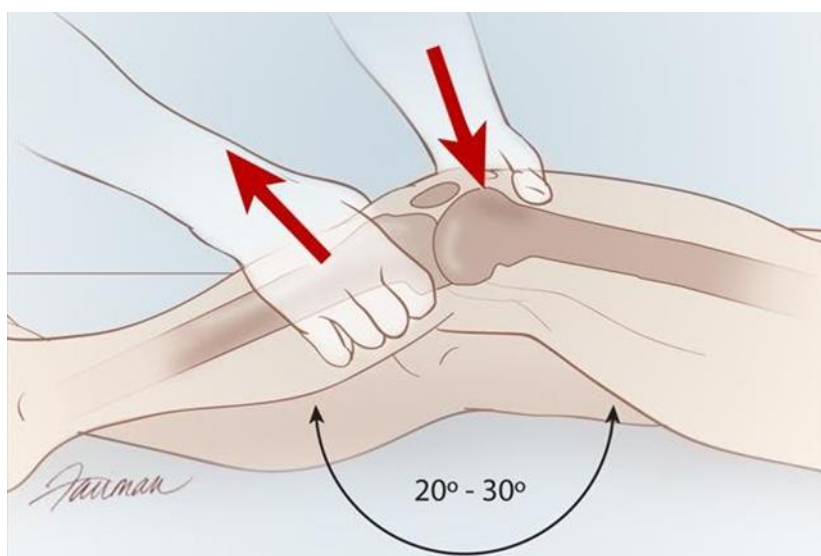


Figura 6. Lachman test (Castellano J 2020 – J Phys Med Rehabil).

2.3.3 Pivot shift test

Il pivot shift test (Figura 7) è un ulteriore strumento diagnostico per la valutazione della lesione del LCA, con una specificità estremamente elevata, pari al 98%, ma una sensibilità ridotta, il che lo rende particolarmente utile nelle fasi avanzate della diagnosi o nei casi in cui si sospettano lesioni più complesse. Il test valuta non solo la traslazione anteriore della tibia, ma anche il suo comportamento in termini di rotazione e sublussazione. Durante l'esecuzione, il paziente è in posizione supina con il ginocchio esteso. L'esaminatore applica una forza di compressione assiale lungo l'asse della gamba, mentre il ginocchio viene flesso lentamente. Al contempo, vengono applicate una forza in valgismo e una rotazione interna della tibia. In un ginocchio con un LCA lesionato, a circa 30-40° di flessione, si verifica una riduzione della

sublussazione anteriore della tibia rispetto al femore, che provoca un tipico "scatto" percepibile al tatto e visibile all'occhio dell'esaminatore. Questo fenomeno riflette la mancanza di controllo rotatorio e la perdita di stabilità dinamica del ginocchio. Sebbene il pivot shift test sia altamente specifico e utile per confermare una lesione grave del LCA, la sua esecuzione richiede una certa abilità da parte del clinico e la sua sensibilità è limitata, specialmente nelle fasi acute, dove la presenza di gonfiore o spasmi muscolari può ostacolare la valutazione accurata. Il pivot shift test presenta un'ottima specificità (98%) ma ha una scarsa sensibilità (24%) [25-27].

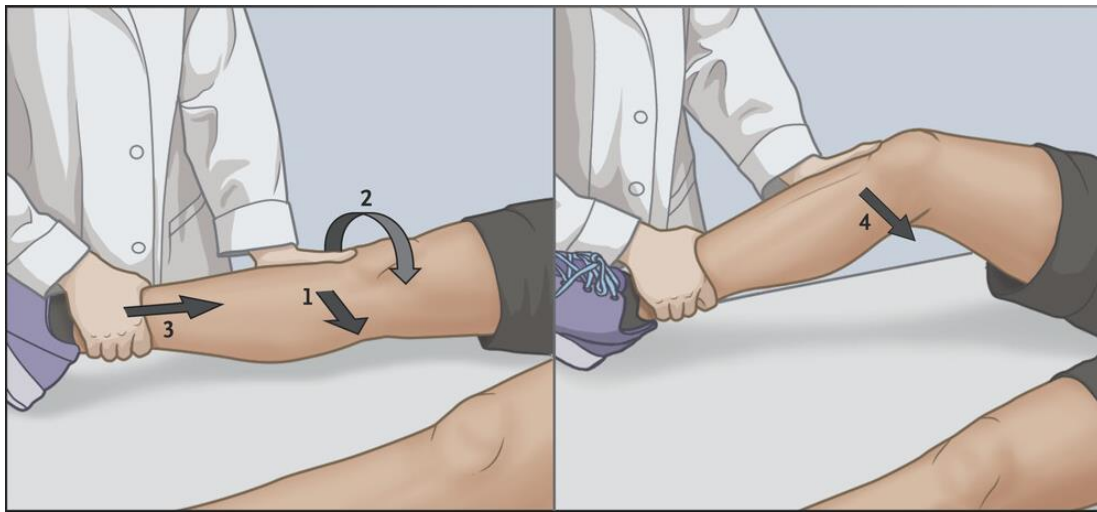


Figura 7. Pivot shift test (*Castellano J 2020 – J Phys Med Rehabil*).

Oltre ai test clinici, la diagnosi della lesione del LCA viene spesso integrata con l'uso di tecniche di imaging, come la risonanza magnetica (RM). La RM consente di valutare con precisione la struttura del legamento e di identificare eventuali lesioni associate, come danni ai menischi, alla cartilagine o ai legamenti collaterali. Tuttavia, il ruolo primario dei test fisici rimane cruciale, poiché permettono una valutazione rapida e non invasiva della funzionalità articolare.

2.4 Diagnostica per immagini

La diagnostica per immagini rappresenta un elemento fondamentale nel percorso di valutazione delle lesioni del LCA, fornendo informazioni indispensabili per confermare la diagnosi clinica e valutare l'entità delle lesioni associate. Sebbene l'anamnesi e l'esame fisico possano offrire indicazioni preziose, l'uso di tecniche di imaging consente una visualizzazione diretta delle strutture anatomiche coinvolte, migliorando l'accuratezza della diagnosi e guidando il trattamento. In particolare, l'imaging non si limita alla conferma della rottura del LCA, ma riveste un ruolo cruciale anche nella rilevazione di lesioni concomitanti a menischi, cartilagine articolare e superfici ossee.

La RM è considerata lo strumento di imaging per eccellenza nella diagnosi delle lesioni del LCA. Grazie alla sua elevata risoluzione dei dettagli anatomici e alla capacità di visualizzare i tessuti molli senza l'impiego di radiazioni ionizzanti, la RM è la modalità diagnostica di scelta per la valutazione del ginocchio post trauma distorsivo. In particolare, la RM consente di identificare sia i segni diretti che quelli indiretti della lesione del LCA, fornendo informazioni essenziali per confermare la diagnosi clinica (Figura 8). La RM ha una sensibilità del 97% e una specificità del 100% nel rilevare le lesioni del LCA, rendendola estremamente affidabile per questo scopo [28-30].

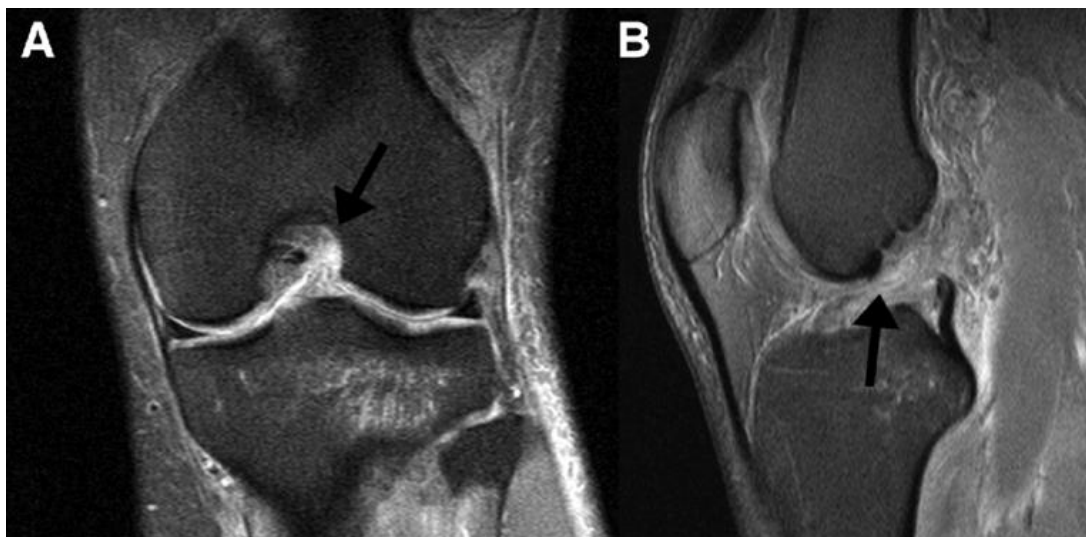


Figura 8. Lesione del LCA (freccia nera) valutata mediante RM nella sezione coronale (A) e sagittale (B) (*Gamboa T 2018 – Arthroscopy Techniques*).

Tra i segni primari della lesione del LCA osservabili alla RM rientrano l'interruzione delle fibre legamentose o le alterazioni nel segnale, che possono indicare un danno strutturale del legamento. Spesso, nelle immagini RM di un ginocchio con una lesione del LCA, il legamento appare disomogeneo o disorganizzato, con un aumento del segnale nelle sequenze ponderate T2, che indica la presenza di edema o danno. La capacità della RM di identificare questi dettagli anatomici permette una valutazione precisa della lesione e aiuta i medici a prendere decisioni informate riguardo al trattamento, che può variare dalla riabilitazione conservativa alla chirurgia ricostruttiva.

Oltre ai segni primari, la RM è in grado di rilevare anche segni secondari che suggeriscono la presenza di una lesione del LCA, anche quando il legamento non appare completamente rotto [31]. Uno dei segni secondari più comuni è la presenza di “bone bruise”, localizzato tipicamente al terzo medio del condilo femorale laterale e al terzo posteriore del piatto tibiale laterale. Questo pattern di edema osseo è spesso considerato una conseguenza del meccanismo di lesione del LCA, in cui il femore e la tibia subiscono un impatto violento durante la torsione o l'iperestensione che provoca la rottura del legamento. Un'altra indicazione secondaria rilevata tramite RM è la frattura di Segond, una piccola avulsione ossea che si verifica lungo il margine laterale della tibia prossimale. Inoltre, la RM può mostrare la traslazione anteriore della tibia rispetto al femore, un segno tipico di insufficienza del LCA, soprattutto se lo spostamento è superiore a 7 mm. L'avulsione della spina tibiale è un altro segno secondario che può essere visualizzato tramite RM, soprattutto in pazienti di età pediatrica. L'avulsione si verifica quando il legamento rimane intatto, ma la porzione ossea a cui è attaccato viene separata dal resto della tibia. Infine, la verticalizzazione del LCP è un altro segno secondario che può suggerire la presenza di una lesione del LCA.

2.5 Ricostruzione chirurgica

La ricostruzione del LCA è uno degli interventi più eseguiti in chirurgia ortopedica, sia a causa dell'elevata frequenza di questo tipo di lesione, sia per le esigenze funzionali di pazienti che desiderano riprendere un livello di attività fisica elevato. L'obiettivo principale dell'intervento è quello di ristabilire la stabilità del ginocchio, prevenire ulteriori danni articolari e, idealmente, consentire un ritorno alle attività sportive o lavorative senza limitazioni. Il trattamento conservativo è generalmente limitato a pazienti meno attivi o con un livello di richiesta funzionale inferiore, mentre la ricostruzione chirurgica è raccomandata per i pazienti giovani, sportivi o con instabilità marcata.

Esistono diverse tecniche chirurgiche per la ricostruzione del LCA, ognuna delle quali presenta vantaggi e svantaggi specifici [32]. Una delle principali differenze tra le tecniche utilizzate riguarda il numero di fasci ricostruiti (Figura 9): la ricostruzione a singolo fascio (single-bundle) e quella a doppio fascio (double-bundle).

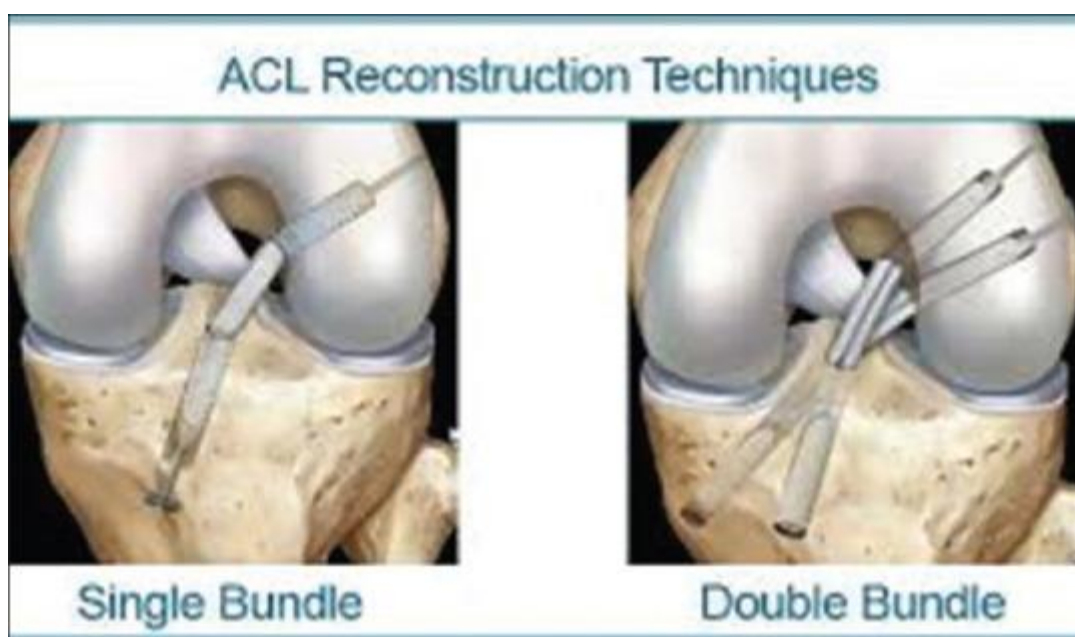


Figura 9. Tecniche di ricostruzione del LCA (single bundle vs double bundle) (Gerami MH 2022 – *J Family Med Prim Care*).

La ricostruzione a singolo fascio è la tecnica più comunemente utilizzata, poiché ripristina il fascio antero-mediale, che è il più rilevante per la stabilità antero-posteriore del

ginocchio. Questa tecnica è relativamente meno complessa rispetto alla ricostruzione a doppio fascio e ha dimostrato di offrire buoni risultati funzionali nella maggior parte dei pazienti. La ricostruzione a doppio fascio cerca di riprodurre in modo più accurato l'anatomia nativa del LCA, ricostruendo sia il fascio antero-mediale sia il fascio postero-laterale. Questa tecnica offre un miglior controllo della stabilità rotatoria e potrebbe essere più indicata per atleti o pazienti con richieste funzionali particolarmente elevate. Tuttavia, la maggiore complessità tecnica e il rischio di complicazioni associato alla doppia ricostruzione fanno sì che questa tecnica sia meno frequentemente utilizzata rispetto alla single-bundle. Inoltre, l'evidenza clinica riguardante i benefici a lungo termine della ricostruzione a doppio fascio rispetto a quella a singolo fascio rimane ancora oggetto di dibattito, e molti chirurghi continuano a preferire la tecnica a singolo fascio per la sua affidabilità e semplicità.

Un aspetto cruciale della ricostruzione del LCA è la creazione dei tunnel tibiale e femorale attraverso i quali viene inserito il graft. Il corretto posizionamento dei tunnel è determinante per garantire il successo dell'intervento. Errori nel posizionamento del tunnel tibiale o femorale possono compromettere la stabilità dell'innesto, con conseguenti complicazioni come la lassità persistente o il fallimento precoce dell'intervento. Recentemente, sono state sviluppate tecniche chirurgiche che consentono un posizionamento più anatomico del tunnel femorale, separato dalla preparazione del tunnel tibiale, al fine di riprodurre meglio l'anatomia nativa del legamento. Questo approccio ha migliorato gli esiti funzionali rispetto alle tecniche precedenti, che utilizzavano un unico tunnel tibiale per guidare anche la posizione del tunnel femorale.

La scelta del tipo di innesto è un altro elemento chiave nella ricostruzione del LCA. Gli innesti autologhi, prelevati dal tendine rotuleo (BTB, bone-patellar tendon-bone) o dai tendini del muscolo gracile e semitendinoso (hamstring), sono i più comunemente utilizzati. L'innesto BTB è spesso preferito nei pazienti sportivi ad alta richiesta funzionale per la sua eccellente resistenza e per l'elevata probabilità di integrazione ossea nei tunnel tibiale e femorale. Tuttavia, può essere associato a complicanze come il dolore anteriore al ginocchio o tendinopatie del tendine rotuleo. Gli innesti di hamstring, d'altro canto, hanno un rischio inferiore di complicazioni legate al dolore anteriore e sono frequentemente utilizzati in pazienti con un livello di attività più moderato. Tuttavia, vi è una certa preoccupazione riguardo alla loro resistenza biomeccanica iniziale rispetto al BTB, soprattutto nei primi mesi post-operatori, quando l'innesto è più vulnerabile. Gli innesti allograft, prelevati da donatori, rappresentano una valida alternativa, soprattutto nei pazienti che desiderano evitare il prelievo di un innesto autologo o nei casi di revisione chirurgica. Tuttavia, l'utilizzo di allograft è associato a un

rischio più elevato di fallimento, rigetto o infezioni, nonostante i progressi nelle tecniche di conservazione e sterilizzazione abbiano ridotto questi rischi. Infine, gli innesti sintetici, nonostante siano stati considerati una soluzione promettente in passato, hanno registrato tassi di fallimento elevati e complicazioni biomeccaniche, motivo per cui il loro utilizzo è oggi molto limitato.

Oltre alla scelta del graft, è importante considerare i sistemi di fissazione dell'innesto. La fissazione stabile del graft nei tunnel ossei è essenziale per garantire la sua corretta integrazione e il ripristino della funzione del ginocchio. I sistemi di fissazione più comuni includono le viti ad interferenza e i sistemi a sospensione, ciascuno con vantaggi specifici in base al tipo di graft utilizzato. Le viti ad interferenza sono spesso preferite per gli innesti BTB, poiché consentono un'ottima integrazione ossea. I sistemi a sospensione, invece, sono più comunemente utilizzati per gli innesti di hamstring, offrendo una fissazione sicura senza danneggiare i tendini durante il processo di guarigione.

Nonostante i progressi nelle tecniche chirurgiche, la ricostruzione del LCA può fallire in una percentuale significativa di casi. Il tasso di fallimento è stimato tra il 5% e il 10%, con cause principali che includono errori tecnici, come il posizionamento errato dei tunnel, o traumi ripetuti che superano la capacità del graft di stabilizzare il ginocchio. I tassi di revisione variano in base alla tecnica utilizzata, al tipo di innesto e al livello di attività del paziente. Gli atleti, in particolare, presentano un rischio maggiore di recidiva o di nuova lesione del graft, specialmente se tornano troppo presto all'attività sportiva. La chirurgia di revisione, in questi casi, è più complessa rispetto all'intervento primario e spesso non raggiunge gli stessi livelli di successo in termini di recupero funzionale e stabilità del ginocchio.

CAPITOLO III

Sistemi di misurazione della lassità articolare

3.1 Principi generali

La lesione del LCA comporta spesso un'instabilità significativa dell'articolazione del ginocchio, con una conseguente lassità che può compromettere la funzionalità dell'arto inferiore. La valutazione accurata della lassità articolare è essenziale non solo per la diagnosi iniziale della lesione, ma anche per monitorare i progressi post-operatori e valutare il successo della ricostruzione del LCA. Tuttavia, uno dei principali limiti delle tecniche diagnostiche tradizionali è la loro dipendenza dall'esperienza e dalla sensibilità dell'operatore. I test clinici, come il test di Lachman, il pivot shift e il cassetto anteriore, sono comunemente utilizzati per valutare la lassità del ginocchio, ma la variabilità inter-operatoria può portare a risultati differenti.

A questo scopo, nel corso degli anni sono stati sviluppati vari sistemi di misurazione che consentono di standardizzare la valutazione della lassità articolare. Questi sistemi includono dispositivi che permettono di controllare e quantificare con precisione la forza applicata durante i test, rendendo le misurazioni più oggettive e riproducibili. L'obiettivo di tali strumenti è quello di migliorare l'affidabilità dei test diagnostici e fornire una valutazione quantitativa che sia meno influenzata dall'abilità soggettiva dell'operatore. I principali dispositivi impiegati a tale scopo includono sistemi di navigazione, sistemi robot-assistiti e artrometri [33-35,9].

3.2 Sistemi di navigazione

I sistemi di navigazione rappresentano una delle tecnologie più avanzate per la misurazione della lassità articolare. Essi utilizzano marcatori e sensori per tracciare con precisione i movimenti relativi tra il femore e la tibia durante l'esecuzione di test clinici standard. Questi sistemi permettono di valutare la cinematica del ginocchio in maniera tridimensionale, offrendo informazioni dettagliate sulla traslazione e rotazione delle superfici

articolari. Un vantaggio significativo di questi sistemi è la loro capacità di misurare la lassità in più direzioni, consentendo una valutazione completa e accurata dell'instabilità del ginocchio.

Uno dei primi studi sull'uso di sistemi di navigazione per la valutazione della lassità del LCA è stato condotto da Colombet et al. [36], i quali hanno impiegato il sistema ACL Logics KOALA. In questo studio su modelli cadaverici, sono stati fissati marcatori sul femore distale e sulla tibia prossimale per misurare traslazioni e rotazioni durante test come il pivot shift e il test del cassetto anteriore. La precisione delle misurazioni ottenute ha dimostrato l'utilità di questi sistemi per una valutazione dettagliata e oggettiva della lassità articolare. In particolare, la capacità di tracciare la cinematica a sei gradi di libertà ha permesso di analizzare il comportamento del ginocchio sotto diversi carichi e condizioni di stabilità.

Lopomo et al. [9] hanno documentato l'uso di un altro sistema di navigazione, il BLU-IGS, per valutare la traslazione anteroposteriore e la rotazione durante l'esecuzione del pivot shift test in pazienti sottoposti a ricostruzione del LCA. I risultati hanno evidenziato come la navigazione computerizzata possa migliorare la valutazione della stabilità rotazionale del ginocchio, un parametro spesso difficile da quantificare con i test manuali. Sebbene i sistemi di navigazione siano altamente precisi, il loro uso è attualmente limitato alla ricerca e alla pratica chirurgica avanzata, a causa dei costi elevati e della complessità delle apparecchiature.

3.3 Sistemi robot-assistiti

I sistemi robot-assistiti per la misurazione della lassità articolare rappresentano un'evoluzione tecnologica in grado di standardizzare ulteriormente l'applicazione delle forze sui tessuti articolari. Rispetto ai sistemi di navigazione, questi dispositivi offrono un controllo ancora maggiore sulla riproducibilità delle misurazioni, poiché le forze applicate vengono gestite in maniera completamente automatizzata. Questo consente una valutazione estremamente precisa della stabilità del ginocchio, riducendo al minimo l'influenza dell'operatore.

Branch et al. [37] hanno utilizzato un sistema robotico per studiare la lassità rotazionale in pazienti sottoposti a ricostruzione del LCA. L'uso della robotica ha permesso di misurare con grande precisione i movimenti anomali del ginocchio rispetto al lato sano, evidenziando

differenze che non sarebbero facilmente rilevabili con i metodi tradizionali. I sistemi robotici sono anche stati utilizzati per comparare i risultati della ricostruzione isolata del LCA con tecniche combinate, come la tenodesi extrarticolare [38]. I risultati di questi studi suggeriscono che i sistemi robot-assistiti offrono informazioni di grande valore per la valutazione biomeccanica post-operatoria del ginocchio. Tuttavia, nonostante la loro precisione, questi dispositivi presentano notevoli svantaggi pratici. La loro grandezza e complessità rendono difficile l'utilizzo nella pratica clinica quotidiana, e il costo elevato ne limita l'accessibilità. Di conseguenza, i sistemi robot-assistiti sono prevalentemente utilizzati in studi sperimentali e centri di ricerca.

3.4 Artrometri

Gli artrometri sono strumenti di misurazione della lassità più semplici e di più facile utilizzo rispetto ai sistemi di navigazione e robotici. Essi rappresentano un'opzione praticabile per l'uso clinico quotidiano grazie alla loro portabilità, facilità d'uso e capacità di fornire misurazioni rapide e affidabili. Sebbene non offrano la stessa precisione e completezza delle tecnologie più avanzate, gli artrometri rimangono una risorsa preziosa per valutare la traslazione tibiale anteriore rispetto al femore, parametro critico per la diagnosi di una lesione del LCA.

Il KT-1000 è uno degli artrometri più comunemente utilizzati per misurare la traslazione anteriore della tibia. Il dispositivo è posizionato sul ginocchio del paziente, con il paziente in posizione supina e il ginocchio a 30° di flessione. Il KT-1000 consente di quantificare la forza applicata durante il test di Lachman, garantendo una misurazione oggettiva della traslazione anteroposteriore. Le misurazioni vengono solitamente eseguite con incrementi di forza da 67 Newton fino a 133 Newton, permettendo di classificare la severità della lesione del LCA. Sebbene questo dispositivo sia molto utile nella pratica clinica, ha alcuni limiti, tra cui la possibilità di variazioni nei risultati dovute alla posizione del paziente o alla mancanza di una fissazione precisa del dispositivo [34,39].

Un'altra tecnologia emergente per la valutazione della lassità articolare è il Kinematic Rapid Assessment (KiRA), un accelerometro triassiale portatile che offre una valutazione

rapida e non invasiva della stabilità del ginocchio (Figura 10). Questo dispositivo, dotato di sensori in grado di rilevare con precisione i movimenti anomali del ginocchio, è stato validato in numerosi studi per la misurazione della lassità anteroposteriore e rotazionale del ginocchio. La portabilità e la facilità d'uso del KiRA lo rendono una soluzione promettente per l'uso clinico, soprattutto nella gestione dei pazienti post-operatori o durante le fasi di riabilitazione [10].



Figura 10. Accelerometro KiRA.

CAPITOLO IV

Studio sperimentale

4.1 Introduzione

La rottura del LCA rappresenta tra le lesioni più comuni che colpiscono il ginocchio, soprattutto nei pazienti giovani e attivi, spesso legati alla pratica sportiva [21,20]. Il LCA svolge un ruolo cruciale nella stabilizzazione del movimento della tibia rispetto al femore, limitando l'eccessiva traslazione anteriore della tibia, l'estensione del ginocchio, i movimenti in varo e valgo e la rotazione tibiale [18]. Vista l'importanza di queste funzioni, la valutazione clinica delle lesioni del LCA si basa principalmente sul test del Lachman e sul test del cassetto anteriore per analizzare la traslazione anteriore della tibia, oltre che sul test del pivot shift per valutare la lassità rotatoria antero-laterale [40]. Sebbene tali test siano largamente utilizzati nella pratica clinica per diagnosticare la rottura del LCA, essi presentano alcune limitazioni significative, tra cui una notevole variabilità nell'esecuzione e nell'interpretazione, non permettendo una quantificazione oggettiva della lassità del ginocchio con LCA lesionato [9,41]. Inoltre, questi test non consentono di valutare in modo preciso il contributo che lesioni intra-articolari concomitanti possono avere sulla lassità del ginocchio [42].

Nel tempo, sono state sviluppate tecnologie avanzate, come dispositivi robotici e sistemi di navigazione, per valutare in modo oggettivo la lassità del ginocchio in pazienti con lesioni del LCA [33,9,34,35]. Questi strumenti offrono misurazioni affidabili e precise, e hanno dimostrato la loro utilità in contesti chirurgici e di ricerca. Tuttavia, non rappresentano una soluzione adatta all'uso routinario nella pratica clinica quotidiana, dove strumenti come gli artrometri possono giocare un ruolo cruciale. Tra questi, il Kinematic Rapid Assessment (KiRA—OrthoKey) è un accelerometro triassiale non invasivo che può essere facilmente impiegato nella pratica clinica per quantificare la lassità del ginocchio in caso di sospetta lesione del LCA. Studi precedenti hanno dimostrato la capacità di questo dispositivo di quantificare i test di Lachman e pivot shift in ginocchia con LCA deficitario [35,9]. Tuttavia, non esistono studi che abbiano esaminato il potenziale di questo approccio nel rilevare specifici pattern di lassità che possano suggerire la presenza di lesioni intra-articolari concomitanti, guidando così le decisioni terapeutiche successive.

Tra le lesioni concomitanti che possono influenzare la lassità del ginocchio, le lesioni meniscali sono di particolare interesse, poiché gli studi su cadaveri hanno confermato il ruolo significativo dei menischi come stabilizzatori secondari del ginocchio [43,44]. La possibilità di disporre di una misurazione oggettiva nella pratica clinica per quantificare il contributo delle

lesioni meniscali alla lassità articolare sarebbe di grande rilevanza clinica per la valutazione e la gestione dei pazienti con LCA lesionato.

Oltre ai fattori biomeccanici, anche i fattori biologici sono da tenere in considerazione nei pazienti affetti da lesione del LCA. La lesione del LCA innesca infatti un aumento delle citochine infiammatorie all'interno dell'articolazione, e la ricostruzione del LCA rappresenta essa stessa un ulteriore trauma per un'articolazione già compromessa [45]. La presenza di lesioni cartilaginee, nonché la comparsa di lesioni meniscali concomitanti o successive, sono considerate infatti fattori che possono contribuire a un esito peggiore e alla degenerazione articolare [46]. Questi fattori, sommati, possono portare ad un rischio aumentato in questi pazienti di sviluppare precocemente osteoartrosi del ginocchio [47,48]. Inoltre, Sebbene le ragioni specifiche alla base dell'elevata prevalenza di degenerazione articolare rimangano dibattute e probabilmente multifattoriali, la rilevazione delle anomalie nell'ambiente articolare potrebbe essere utile per comprendere meglio l'evoluzione del ginocchio sottoposto a ricostruzione del LCA e per gestire questi pazienti in modo più mirato, in base allo stato dell'articolazione.

Una metodologia promettente per valutare in modo non invasivo la temperatura corporea e identificare pattern termici specifici nelle aree corporee interessate da processi infiammatori è la termografia a infrarossi. Questa tecnica ha conosciuto negli ultimi anni un notevole sviluppo tecnico, che ne ha ampliato l'uso in diversi ambiti medici, dalla valutazione di ferite e ulcere al screening per il cancro al seno [49]. In ambito ortopedico, la termografia si è dimostrata uno strumento utile per lo studio delle patologie muscolo-scheletriche, come le tendinopatie, le condizioni articolari infiammatorie e persino le infezioni nelle protesi di ginocchio [50,51]. Studi precedenti hanno dimostrato la capacità della termografia di evidenziare l'infiammazione articolare e le fasi iniziali dell'osteoartrosi del ginocchio [52,53]. Tuttavia, non esistono attualmente prove riguardanti i pattern termografici di ginocchia trattate con successo tramite ricostruzione del LCA. La valutazione delle ginocchia trattate con ricostruzione del LCA mediante termografia a infrarossi potrebbe essere rilevante dal punto di vista clinico, poiché potrebbe rilevare un aumento della temperatura dovuto a un'infiammazione sottostante, mettendo in luce un processo infiammatorio potenzialmente trascurato che potrebbe contribuire all'insorgenza precoce dell'osteoartrosi del ginocchio.

L'integrazione delle valutazioni biomeccaniche e biologiche rappresenta quindi un approccio innovativo per comprendere meglio le dinamiche pre-operatorie e post-operatorie nei pazienti con lesione del LCA. Da un lato, l'uso dell'accelerometro triassiale consente di quantificare la lassità del ginocchio in modo oggettivo e di esplorare il contributo di lesioni

meniscali concomitanti; dall'altro, la termografia a infrarossi permette di monitorare eventuali processi infiammatori residui che potrebbero influenzare negativamente l'esito a lungo termine del trattamento.

L'obiettivo di questa tesi di dottorato era pertanto in primo istante (Studio 1) quello di quantificare l'impatto delle lesioni meniscali concomitanti sulla lassità del ginocchio utilizzando un accelerometro triassiale in una vasta popolazione di pazienti con lesione del LCA, e in secondo istante (Studio 2) quello di valutare pazienti trattati con successo tramite ricostruzione del LCA per indagare se l'ambiente articolare del ginocchio trattato rimanga anomalo, come evidenziato da un aumento della temperatura rilevata tramite termografia a infrarossi.

4.2 Materiali e Metodi

4.2.1 Disegno dello Studio 1

Lo studio effettuato su pazienti con lesione del LCA (Studio 1) è stato approvato dal Comitato Etico dell'Istituto Ortopedico Rizzoli (Prot. Nr. 0007043). L'indagine è stata condotta presso un centro altamente specializzato in patologie del ginocchio e medicina dello sport. Sono stati arruolati nello studio pazienti di età compresa tra i 18 e i 60 anni sottoposti a ricostruzione primaria del LCA tra Marzo 2018 e Dicembre 2022. I criteri di esclusione includevano insufficienza concomitante del LCP e dei legamenti collaterali, deformità non corrette degli arti inferiori, osteonecrosi del ginocchio, storia di infezioni o malattie autoimmuni. Il consenso informato è stato ottenuto da ciascun paziente al momento del ricovero per la partecipazione allo studio. Sono stati raccolti i dati demografici di base per ciascun paziente: età, sesso, indice di massa corporea (BMI), lato interessato e tempo trascorso dall'infortunio all'intervento chirurgico.

Un totale di 326 pazienti consecutivi ha soddisfatto i criteri di inclusione. Diciassette pazienti avevano già subito un intervento chirurgico al ginocchio: 11 meniscectomie mediali, 3 meniscectomie laterali, 1 rimozione di plica, 1 microfrattura e 1 riparazione del tendine quadricipitale. Ulteriori dettagli sono riportati nella Tabella 1.

Tabella 1. Caratteristiche demografiche basali dei pazienti inclusi nello studio 1.

Età, anni (Media $\pm$ SD)	31.3 $\pm$ 11.3
Sesso, M:F	261:65
BMI, kg/m² (Media $\pm$ SD)	24.7 $\pm$ 3.6
Lato, destro:sinistro	145:181
Tempo per intervento, m (mediana)	9 (range 1 - 240)

4.2.2 Valutazioni del paziente - Studio 1

I test di Lachman e pivot shift sono stati eseguiti pre-operatoriamente utilizzando l'accelerometro triassiale KiRA, applicando una forza manuale massima su entrambe le ginocchia, quello coinvolto e quello controlaterale. Tutti i test sono stati eseguiti su pazienti svegli prima dell'intervento chirurgico e dell'anestesia da un chirurgo addestrato all'uso dell'accelerometro triassiale. Per il test di Lachman, il paziente è stato posizionato in posizione supina, con il ginocchio flesso a 30° e fissato in un supporto per mantenere la posizione neutra [54]. Il dispositivo è stato posizionato sulla parte distale della gamba del paziente e fissato con una fascia elastica a contatto con una protezione tibiale per ottimizzare la stabilità del sensore. Sono state eseguite tre misurazioni consecutive per ciascun ginocchio, applicando una forza anteriore massima sul polpaccio prossimale, prima sul ginocchio non lesionato, poi su quello lesionato. Il valore acquisito per ciascun ginocchio è stato la media delle tre misurazioni effettuate, espressa in millimetri con una precisione di un decimale (Figura 11). Per il test del pivot shift, il paziente è stato posizionato in posizione supina, con il ginocchio esteso. Il dispositivo è stato posizionato e fissato sulla tibia prossimale tra il tubercolo di Gerdy e la tuberosità tibiale. Sono state eseguite tre misurazioni consecutive su ciascuna gamba, flettendo il ginocchio dalla posizione estesa con la tibia ruotata internamente, mentre veniva applicata una forza di valgo e una compressione verticale sul ginocchio, prima sul ginocchio non lesionato, poi su quello lesionato [55]. Il valore acquisito per ciascun ginocchio è stato la media delle tre misurazioni effettuate, espressa in m/s^2 con una precisione di un decimale (Figura 11). I risultati artroscopici intraoperatori e le procedure associate eseguite sono stati riportati per ciascun paziente.

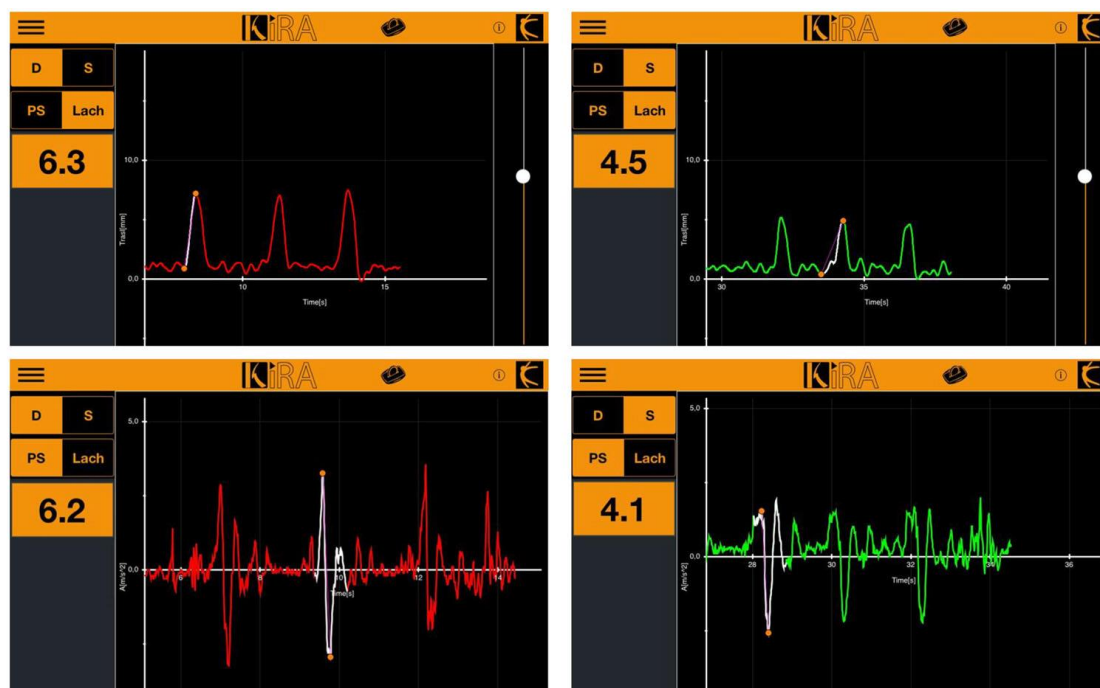


Figura 11. Quantificazione del test di Lachman (riga superiore) e del test di pivot shift (riga inferiore) con l'interfaccia software del sistema di misurazione KiRA nel ginocchio con lesione del LCA (colonna di sinistra) e nel ginocchio controlaterale (colonna di destra)
(Franceschini M 2024 – KSSTA).

La valutazione artroscopica intraoperatoria non ha rilevato lesioni meniscali concomitanti in 96 pazienti (Gruppo No-ML), lesioni del menisco mediale in 123 pazienti (Gruppo Med-ML), lesioni del menisco laterale in 55 pazienti (Gruppo Lat-ML), e lesioni di entrambi i menischi in 52 pazienti (Gruppo Med+Lat-ML). È stata eseguita un'analisi basata sulla presenza delle lesioni meniscali rilevate durante l'intervento chirurgico per valutare l'impatto delle lesioni meniscali sulla lassità del ginocchio.

La valutazione clinica basale dei pazienti inclusi è stata eseguita utilizzando i seguenti scores: Knee Injury and Osteoarthritis Outcome Score (KOOS), International Knee Documentation Committee subjective score (IKDC), scala di attività Tegner, scala analogica visiva (VAS) per il dolore, EuroQol-VAS (EQ-VAS) e EuroQol 5 Dimension 5 Level (EQ-5D). I valori basali degli score clinici sono riportati in dettaglio nella Tabella 2.

Tabella 2. Score clinici basali dei pazienti inclusi nello Studio 1.

	Media $\pm$ Deviazione Standard
KOOS Pain	74.8 $\pm$ 17.5
KOOS Symptoms	68.3 $\pm$ 17.1
KOOS ADL	80.5 $\pm$ 18.3
KOOS Sport/Rec	51.5 $\pm$ 28.6
KOOS QoL	39.9 $\pm$ 18.9
IKDC subjective score	53.5 $\pm$ 15.0
Tegner pre-trauma	6.1 $\pm$ 2.0
Tegner pre-chirurgia	2.8 $\pm$ 1.7
VAS dolore	2.8 $\pm$ 2.7
EQ-VAS	70.3 $\pm$ 17.1
EQ-5D	0.6 $\pm$ 0.3

ADL Activities in Daily Living, EQ-5D EuroQol 5 Dimension 5 Level, EQ-VAS EuroQol-Visual Analogue Scale, IKDC International Knee Documentation Committee subjective score, KOOS Knee injury and Osteoarthritis Outcome Score, QoL Quality of Life, Sport/Rec Sport and Recreation, VAS Visual Analogue Scale for pain.

4.2.3 Analisi statistica - Studio 1

Tutti i dati continui sono stati espressi in termini di media e deviazione standard della media, mentre i dati categorici sono stati espressi come frequenza e percentuali. È stato eseguito il test di Shapiro-Wilk per verificare la normalità delle variabili continue. Il test di Levene è stato utilizzato per valutare l'omogeneità delle varianze dei dati. Il test di analisi della varianza (ANOVA) è stato eseguito per valutare le differenze tra i gruppi per i dati continui, distribuiti normalmente e omoschedastici; in caso contrario, è stato utilizzato il test non parametrico di Mann-Whitney. Il test ANOVA, seguito dal test post hoc di Sidak per i confronti a coppie, è stato eseguito per valutare le differenze tra i gruppi per i dati continui, distribuiti normalmente e omoschedastici; altrimenti, è stato utilizzato il test non parametrico di Kruskal-Wallis, seguito dal test post hoc di Mann-Whitney con correzione di Bonferroni per confronti multipli. Il test del χ^2 di Pearson, valutato utilizzando il test esatto, è stato eseguito per indagare le relazioni tra variabili categoriali. È stata effettuata un'analisi di potenza post hoc e, assumendo una dimensione dell'effetto pari a 0,34, è stata ottenuta una potenza post hoc di 0,99. Per tutti i test,

un valore di $p < 0,05$ è stato considerato significativo. L'analisi statistica è stata eseguita utilizzando SPSS v.19.0 (IBM Corp.).

4.2.4 Disegno dello Studio 2

Lo studio effettuato su pazienti già sottoposti a trattamento chirurgico di ricostruzione del LCA (Studio 2) è stato approvato dal Comitato Etico locale dell'IRCCS Istituto Ortopedico Rizzoli, Italia (n. 359/2023/Sper/IOR). I pazienti precedentemente trattati con ricostruzione del LCA sono stati arruolati e valutati da medici ortopedici tra Luglio 2023 e Febbraio 2024 in un ambulatorio di ricerca specializzato in medicina dello sport. È stato ottenuto il consenso informato da ciascun paziente per la partecipazione allo studio.

Sono stati inclusi nello studio pazienti di sesso maschile o femminile, di età compresa tra i 18 e i 40 anni, con un precedente intervento di ricostruzione del LCA unilaterale tra 2 e 5 anni prima della valutazione, senza storia di instabilità soggettiva o dolore nel ginocchio trattato dopo l'intervento chirurgico, con un valore soggettivo dell'International Knee Documentation Committee (IKDC) ≥ 90 , e con un ginocchio controlaterale sano (nessuna storia di trauma o interventi chirurgici e scala visiva analogica [VAS] per il dolore = 0). Sono stati applicati i seguenti criteri di esclusione: BMI <18.5 o >30 kg/m², presenza di neoplasie, condizioni dermatologiche e vascolari, disturbi metabolici della tiroide, malattie cardiovascolari, artrite reumatoide, artropatie infiammatorie, malattie ematologiche, infezioni, immunodepressione, terapia antidepressiva, anticoagulanti o antiaggreganti e uso di farmaci antinfiammatori non steroidei nei 5 giorni precedenti l'indagine. I pazienti sono stati reclutati tramite un annuncio istituzionale. Un totale di 102 pazienti ha ricevuto informazioni sullo studio. Tra questi, 72 sono stati esclusi perché non soddisfacevano i criteri di inclusione/esclusione.

Trenta pazienti consecutivi precedentemente trattati con intervento di ricostruzione del LCA sono stati arruolati in base ai criteri di inclusione/esclusione e valutati a un tempo medio dall'intervento di $42,2 \pm 12,5$ mesi. Tra loro, 2 erano donne e 28 erano uomini, con un'età media di $28,6 \pm 6,48$ anni e un BMI medio di $24,9 \pm 3,0$ kg/m².

4.2.5 Valutazioni del paziente - Studio 2

Dopo l'arruolamento nello studio e prima dell'acquisizione della termografia a infrarossi delle 2 ginocchia (quello operato e quello non), i pazienti sono stati clinicamente valutati attraverso score clinici specifici per il ginocchio, tra cui i punteggi soggettivi e oggettivi dell'IKDC, la Marx Activity Rating Scale, le sotto-scale del Knee Injury and Osteoarthritis Outcome Score (KOOS), la VAS per il dolore, l'EuroQol Visual Analogue Scale (EQ-VAS) e lo score Tegner. I questionari clinici soggettivi sono stati compilati dai pazienti con il supporto del medico, mentre il punteggio oggettivo dell'IKDC è stato valutato dal medico ortopedico. Inoltre, le differenze nella lassità tra il ginocchio trattato con ricostruzione del LCA e il ginocchio sano controlaterale sono state valutate in tutti i pazienti attraverso i test di Lachman e pivot shift utilizzando un accelerometro triassiale KiRA. Infine, la temperatura delle ginocchia è stata valutata tramite immagini termografiche come descritto di seguito. Tutte le caratteristiche demografiche e cliniche dei pazienti sono riportate nella Tabella 3.

La valutazione tramite immagini a infrarossi è stata effettuata in un ambulatorio dedicato, schermato dalla luce solare diretta e con temperatura controllata e impostata a 23,0°C, con un'umidità media del $45 \pm 3\%$. Per minimizzare la variazione circadiana della temperatura, l'acquisizione delle immagini è stata sempre eseguita nello stesso intervallo di tempo tra le 15:00 e le 18:00. Secondo le linee guida dell'American Academy of Thermology, i pazienti sono stati invitati a sedersi per 15 minuti con abbigliamento leggero sulla parte superiore del corpo per accelerare la termalizzazione, senza toccare il ginocchio prima dell'acquisizione dell'immagine termica. I partecipanti sono stati posizionati su una mappa apposita sul pavimento. Le termografie delle ginocchia sono state eseguite utilizzando una fotocamera termografica FLIR T1020 (FLIR® Systems), con una risoluzione di 1024×768 pixel e una sensibilità termica di 0,02°C. La fotocamera è stata posizionata a 1 metro di distanza dal soggetto, perpendicolare al ginocchio e regolata all'altezza della rotula. Per ciascun paziente è stata ottenuta un'immagine frontale utilizzando la modalità di messa a fuoco automatica (T0).

Tabella 3. Caratteristiche dei pazienti inclusi nello Studio 2.

Caratteristiche demografiche	
Sesso (M/F)	28/2
Età (anni)	28.6 ± 6.4
BMI (kg/m²)	24.9 ± 3.0
Fumo (sì/no)	14/16
Tempo per l'intervento (mesi)	13.4 ± 11.1
Time dopo l'intervento (mesi)	42.2 ± 12.5
Lesioni meniscali concomitanti (sì/no)	20/10
Caratteristiche cliniche	
Marx Activity Rating Scale	9.8 ± 4.9
VAS dolore	0.1 ± 0.3
IKDC Subjective score	95.1 ± 3.4
IKDC Objective score	A: 30
KOOS Pain	94.2 ± 6.5
KOOS Symptoms	84.5 ± 10.7
KOOS ADL	98.4 ± 2.8
KOOS QoL	89.9 ± 7.4
KOOS Sport/Rec	87.3 ± 12.3
Tegner score	5.6 ± 1.7
Valutazione della lassità articolare	
Pivot Shift (m/s²) differenza (ginocchio operato vs ginocchio sano)	0.1 ± 1.3
Lachman (mm) differenza (ginocchio operato vs ginocchio sano)	0.5 ± 2.1

Valori espresso come media ± deviazioni standard. ADL, activities of daily living; BMI, body mass index; F, femmine, IKDC, International Knee Documentation Committee; KOOS, Knee Injury and Osteoarthritis Outcome Score; M, maschi; QoL, quality of life; Sport/Rec, function in sport and recreation; VAS, visual analogue scale.

Per esplorare il comportamento della temperatura cutanea di entrambe le ginocchia (quello operato e quello sano controlaterale) in risposta all'esercizio fisico, è stato eseguito un esercizio alternato di affondi su una sola gamba a una distanza di 70 cm per 2 minuti, con una fase eccentrica e una fase concentrica ogni 2 secondi (1 secondo di fase eccentrica e 1 secondo di fase concentrica). Un metronomo è stato utilizzato per standardizzare il ritmo. Subito dopo l'esercizio, il paziente è stato posizionato sulla mappa del pavimento e una seconda immagine

frontale è stata acquisita (T1). Successivamente, il paziente ha atteso nella stanza per 5 minuti in posizione seduta senza toccare o muovere gli arti inferiori. Al termine di questo periodo di riposo, il paziente è stato riposizionato sulla mappa del pavimento e una terza immagine frontale è stata acquisita (T2). Lo stesso protocollo è stato eseguito 10 minuti (T3) e 20 minuti (T4) dopo l'esercizio. Infine, mantenendo la stessa posizione del ginocchio, è stato applicato un marker anatomico (un adesivo circolare di 2 cm di diametro) al centro della rotula per ottenere un'ulteriore immagine frontale e facilitare la localizzazione precisa della rotula nell'analisi delle immagini a infrarossi precedenti.

Per il processo di analisi delle immagini, le cinque immagini frontali acquisite a T0, T1, T2, T3 e T4 sono state allineate una accanto all'altra con l'immagine con il marker rotuleo sullo schermo del computer e, utilizzando l'immagine marcata come guida, è stato centrato un modello indicante le regioni di interesse (ROI – *region of interest*) sulla rotula di ciascuna immagine non marcata. Le ROI sono state definite come segue: l'area rotulea era un quadrato di 6 cm di larghezza centrato sulla rotula, l'area 'sovrarotulea' era l'area 3 cm sopra la rotula; le aree 'mediale' e 'laterale' erano le regioni 3 cm sotto la rotula e sui suoi lati mediale e laterale, rispettivamente. La somma delle quattro ROI è stata definita come la 'temperatura totale del ginocchio'. Le temperature medie sono state estratte utilizzando il software ResearchIR (FLIR® Systems) per l'intera area del ginocchio e per le quattro ROI: rotula, sovrarotulea, mediale e laterale.

Le immagini termografiche ottenute per entrambe le ginocchia, quello operato e quello controlaterale sano, sono state confrontate per analizzare le differenze tra le articolazioni operate e non operate. Inoltre, sono state investigate le correlazioni tra le immagini termografiche e le caratteristiche del paziente e dell'articolazione.

4.2.6 Analisi Statistica - Studio 2

Tutti i dati quantitativi sono stati espressi in termini di media e deviazione standard della media; i dati categorici sono stati espressi come frequenza e percentuali. Il test di Shapiro–Wilk è stato eseguito per verificare la normalità delle variabili continue. Il test di Levene è stato utilizzato per valutare l'omogeneità delle varianze. Il test T per campioni appaiati è stato eseguito per valutare le differenze di temperatura tra le articolazioni operate e non operate. L'ANOVA per misure ripetute, seguito dalle comparazioni a coppie post hoc di Sidak, è stato eseguito per valutare le differenze di temperatura lungo il follow-up dopo gli esercizi.

L'ANOVA a una via con l'analisi post hoc a coppie di Scheffé è stata eseguita per valutare le differenze di temperatura tra le aree quando il test di Levene per l'omogeneità delle varianze non era significativo ($p < 0,05$); altrimenti, è stato utilizzato il test di Kruskal–Wallis con il test post hoc non parametrico a coppie di Dunnet. Per tutti i test, un valore di $p < 0,05$ è stato considerato significativo.

4.3 Risultati

4.3.1 Lassità legamentosa – Studio 1

La traslazione tibiale anteriore media rilevata dal dispositivo KiRA durante il test di Lachman (Figura 12) è stata di $7,2 \pm 1,7$ mm nelle ginocchia con lesione del LCA e di $5,3 \pm 1,1$ mm nel lato controlaterale sano, con una differenza statisticamente significativa tra i due valori medi ($p < 0,0005$). La traslazione tibiale anteriore media è stata di $7,2 \pm 1,6$ mm negli uomini e di $6,9 \pm 1,7$ mm nelle donne ($p = \text{n.s.}$). Età, BMI e tempo prima dell'intervento non hanno influenzato la traslazione tibiale anteriore valutata con il dispositivo.

L'accelerazione tibiale media rilevata dal dispositivo durante il test del pivot shift (Figura 12) è stata di $5,9 \pm 1,3$ m/s² nelle ginocchia con lesione del LCA e di $4,5 \pm 0,9$ m/s² nel lato controlaterale, con una differenza statisticamente significativa tra i due valori medi ($p < 0,0005$). I pazienti maschi hanno presentato valori più elevati ($5,9 \pm 1,3$ m/s²) di accelerazione tibiale al test del pivot shift misurata con KiRA rispetto alle pazienti femmine ($5,5 \pm 1,2$ m/s²) nelle ginocchia con lesione del LCA ($p = 0,017$). Età, BMI e tempo prima dell'intervento non hanno influenzato l'accelerazione tibiale valutata con il dispositivo.

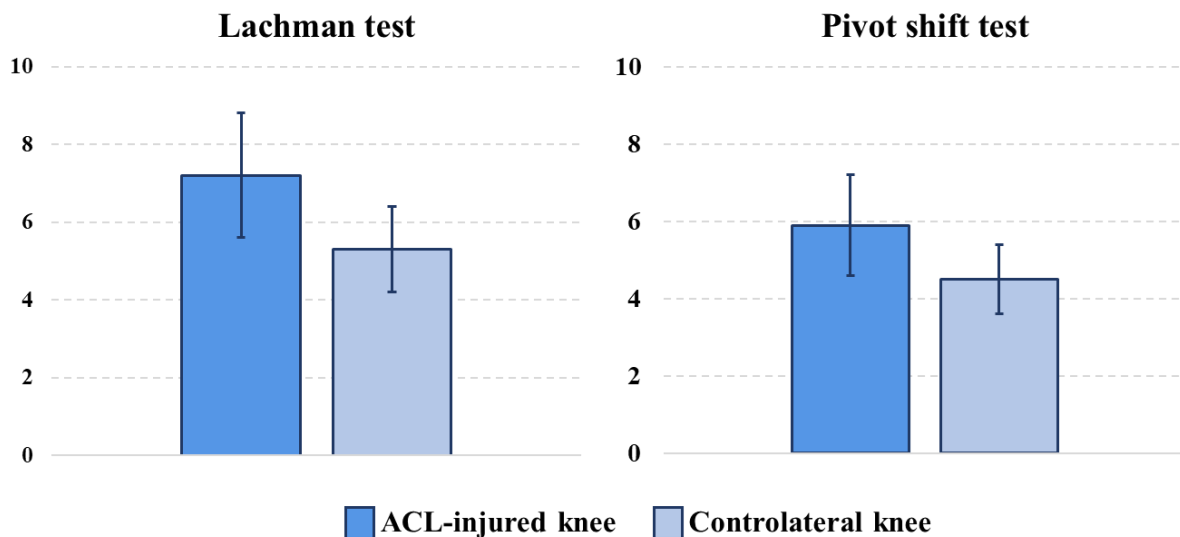


Figura 12. Valori medi del test di Lachman (a sinistra) e del pivot shift (a destra) misurati nelle ginocchia lesionate e di controllo (*Franceschini M 2024 – KSSTA*).

L'analisi effettuata in base allo stato meniscale valutato durante l'intervento ha dimostrato una traslazione tibiale anteriore media (test di Lachman) di $6,7 \pm 1,3$ mm nelle

ginocchia con lesione del LCA senza lesioni meniscali concomitanti (Gruppo No-ML), di $7,3 \pm 1,7$ mm in caso di lesioni meniscali mediali concomitanti (Gruppo Med-ML), di $7,0 \pm 1,9$ mm in caso di lesioni meniscali laterali concomitanti (Gruppo Lat-ML), e di $7,7 \pm 1,6$ mm se entrambi i menischi erano coinvolti (Gruppo Med+Lat-ML). I pazienti con lesioni meniscali mediali ($p = 0,049$) e con lesioni meniscali sia mediali che laterali ($p = 0,001$) hanno presentato valori significativamente più elevati di traslazione tibiale anteriore rispetto ai pazienti senza lesioni meniscali concomitanti. Inoltre, i pazienti con lesioni meniscali sia mediali che laterali hanno presentato valori significativamente più elevati di traslazione tibiale anteriore rispetto ai pazienti con lesioni meniscali laterali ($p = 0,049$). Non sono state osservate differenze statisticamente significative tra gli altri gruppi. Una differenza statisticamente significativa ($p = 0,006$) nel delta di traslazione tibiale anteriore tra i lati è stata riportata tra il Gruppo No-ML ($1,5 \pm 0,9$ mm) e il Gruppo Med+Lat-ML ($2,2 \pm 1,3$ mm) (Figura 13).

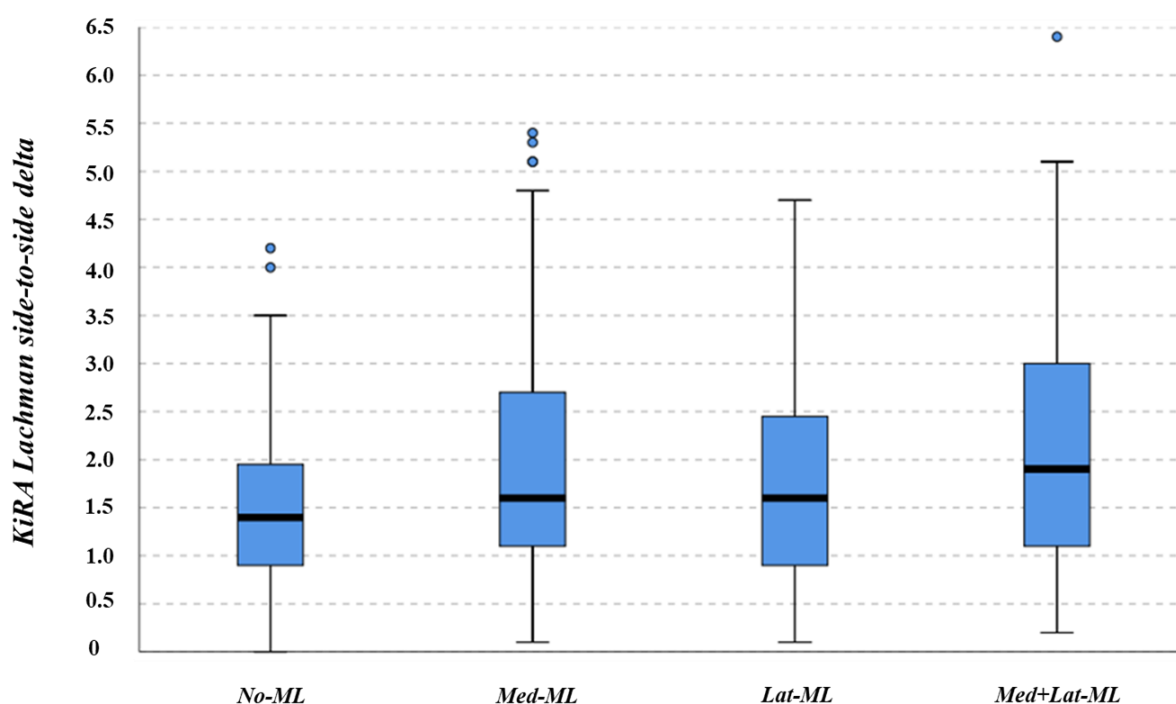


Figura 13. Delta lato-lato della traslazione tibiale anteriore. Lat-ML, lesione del menisco laterale; Med+Lat-ML, lesione di entrambi i menischi; Med-ML, lesione del menisco mediale; No-ML, nessuna lesione meniscale. (Franceschini M 2024 – KSSTA).

Non sono state rilevate differenze statisticamente significative tra i gruppi in termini di accelerazione tibiale (test del pivot shift). La Tabella 3 riporta i valori di traslazione tibiale anteriore e accelerazione tibiale rilevati durante i test di Lachman e pivot shift per ciascun gruppo.

Tabella 3. Dati dell'accelerometro triassiale nelle ginocchia con LCA lesionato in base allo stato del menisco.

	Lachman test	Pivot shift test
Gruppo No-ML (96 patients)	$6.7 \pm 1.3 \text{ mm}$	$5.7 \pm 1.2 \text{ m/s}^2$
Gruppo Med-ML (123 patients)	$7.3 \pm 1.7 \text{ mm}^*$	$6.0 \pm 1.4 \text{ m/s}^2$
Gruppo Lat-ML (55 patients)	$7.0 \pm 1.9 \text{ mm}$	$5.8 \pm 1.5 \text{ m/s}^2$
Gruppo Med+Lat-ML (52 patients)	$7.7 \pm 1.6 \text{ mm}^{**}$	$6.0 \pm 1.2 \text{ m/s}^2$

Valori espressi come media $\pm$ deviazione standard. Gruppo No-ML: no lesioni meniscali, Gruppo Med-ML: lesione menisco mediale, Gruppo Lat-ML: lesione menisco laterale, Gruppo Med+Lat-ML: lesione di entrambi i menischi.

*: differenza statisticamente significativa vs Gruppo No-ML; **: differenza statisticamente significativa vs Gruppo No-ML e Gruppo Lat-ML.

4.3.2 Analisi termografica – Studio 2

La temperatura media dell'intera articolazione è risultata essere di $31,4 \pm 1,4^\circ\text{C}$ per le ginocchia sottoposte a ricostruzione del LCA e di $31,1 \pm 1,6^\circ\text{C}$ per le ginocchia sane. La temperatura media totale del ginocchio è risultata significativamente più alta per le ginocchia sottoposte a ricostruzione del LCA rispetto a quelle sane ($p = 0,010$) (Figura 14). Analizzando la temperatura media delle diverse ROI, la temperatura media delle ginocchia sottoposte a ricostruzione del LCA era significativamente più alta rispetto a quella del ginocchio sano nell'area rotulea ($31,0 \pm 1,6^\circ\text{C}$ contro $30,7 \pm 1,8^\circ\text{C}$; $p = 0,005$), nell'area laterale ($31,2 \pm 1,2^\circ\text{C}$ contro $30,9 \pm 1,4^\circ\text{C}$; $p = 0,016$) e nell'area mediale ($31,5 \pm 1,5^\circ\text{C}$ contro $31,2 \pm 1,7^\circ\text{C}$; $p = 0,014$), mentre non sono state rilevate differenze statisticamente significative per l'area sopra-rotulea ($31,6 \pm 1,4$ contro $31,5 \pm 1,5$; n.s.).

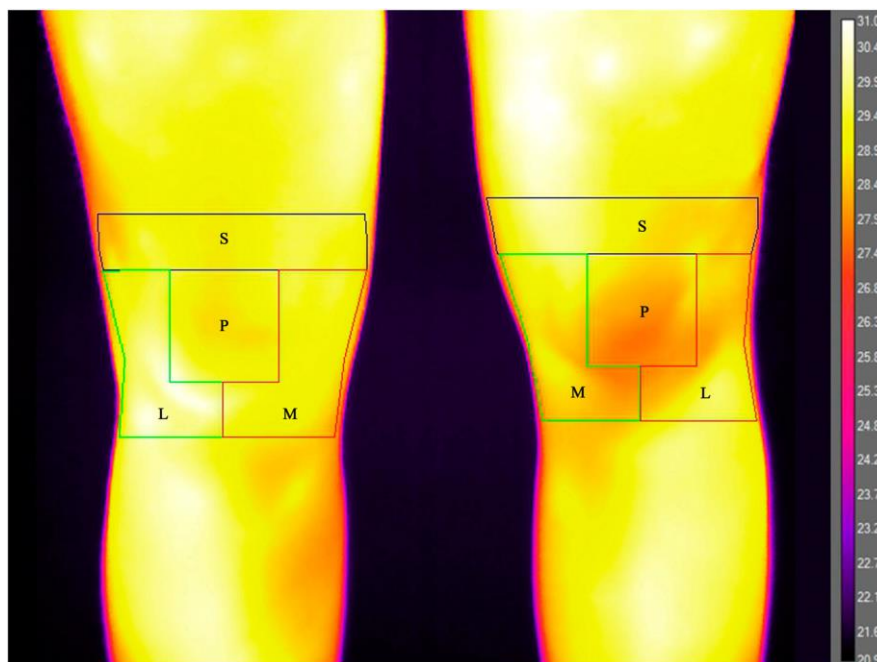


Figura 14. Paziente di 24 anni, 30 mesi dopo la ricostruzione del legamento crociato anteriore (Tegner 7, IKDC soggettivo 93): il ginocchio trattato (immagine a sinistra) presenta una temperatura più alta rispetto al ginocchio sano controlaterale. Entrambe le ginocchia sono state analizzate attraverso le stesse aree di interesse: L, laterale; M, mediale; P, patella; S, soprapatellare. IKDC, International Knee Documentation Committee (*De Marziani L 2024 – J Exp Orthop*).

L'analisi della risposta agli esercizi ha mostrato una riduzione significativa della temperatura totale del ginocchio trattato chirurgicamente dal valore iniziale di $31,4 \pm 1,4$ a $30,5 \pm 1,2$ a T1 ($p < 0,0005$). Dopo 5 minuti (T2), la temperatura totale del ginocchio trattato chirurgicamente è aumentata in modo significativo rispetto a T1 ($31,0 \pm 1,2$; $p < 0,0005$), tornando a valori comparabili a quelli iniziali (n.s.). Dopo 10 e 20 minuti (T3 e T4), la temperatura totale del ginocchio trattato chirurgicamente è rimasta stabile rispetto a T2 (n.s.) e con valori comparabili a quelli iniziali (n.s.). L'analisi delle quattro ROI ha mostrato andamenti simili per tutte le aree, come riportato nella Tabella 4. Un andamento simile per la temperatura totale del ginocchio e le quattro ROI è stato osservato per il ginocchio sano controlaterale.

L'analisi della risposta all'esercizio in diversi momenti ha confermato temperature più alte nelle ginocchia trattate con ricostruzione del LCA rispetto a quelle sane controlaterali. Inoltre, le ginocchia trattate con ricostruzione del LCA hanno mostrato una temperatura media totale più alta in tutte le valutazioni post-esercizio rispetto al ginocchio sano a T1 ($30,5 \pm 1,2$ contro $30,3 \pm 1,4$; $p = 0,012$), T2 ($31,0 \pm 1,2$ contro $30,8 \pm 1,3$; $p = 0,032$), T3 ($31,1 \pm 1,1$ contro $30,9 \pm 1,4$; $p = 0,006$) e T4 ($31,1 \pm 1,8$ contro $30,9 \pm 1,4$; $p = 0,006$). Maggiori dettagli sulle

temperature medie delle quattro ROI nelle diverse valutazioni post-esercizio sono riportati nella Tabella 2.

Tabella 4. Temperature delle aree del ginocchio valutate all'inizio e dopo l'esercizio.

	Area	Ginocchia con LCA ricostruito	Ginocchia sane	P value
T0 (basale)	Ginocchio totale	31.4 ± 1.4 ^b	31.1 ± 1.6 ^b	0.010
	Rotula	31.0 ± 1.6 ^b	30.7 ± 1.8 ^b	0.005
	Laterale	31.2 ± 1.2 ^b	30.9 ± 1.4 ^b	0.016
	Mediale	31.5 ± 1.5 ^b	31.2 ± 1.7 ^b	0.014
	Sovrapatella	31.6 ± 1.4 ^b	31.5 ± 1.5 ^b	n.s.
T1 (post-esercizio)	Ginocchio totale	30.5 ± 1.2 ^a	30.3 ± 1.4 ^a	0.012
	Rotula	30.2 ± 1.4 ^a	29.9 ± 1.6 ^a	0.008
	Laterale	30.3 ± 1.1 ^a	30.1 ± 1.2 ^a	0.049
	Mediale	30.6 ± 1.3 ^a	30.4 ± 1.4 ^a	n.s.
	Sovrapatella	30.7 ± 1.2 ^a	30.6 ± 1.2 ^a	n.s.
T2 (5 min.)	Ginocchio totale	31.0 ± 1.2 ^b	30.8 ± 1.3 ^b	0.032
	Rotula	30.7 ± 1.4 ^b	30.4 ± 1.6 ^b	0.002
	Laterale	30.6 ± 0.9 ^{a, b}	30.5 ± 1.1 ^{a, b}	n.s.
	Mediale	31.0 ± 1.3 ^{a, b}	30.8 ± 1.4 ^{a, b}	0.003
	Sovrapatella	30.5 ± 1.3 ^b	30.6 ± 1.1 ^b	n.s.
T3 (10 min.)	Ginocchio totale	31.1 ± 1.1 ^b	30.9 ± 1.4 ^b	0.006
	Rotula	30.8 ± 1.4 ^b	30.4 ± 1.6 ^b	0.001
	Laterale	30.7 ± 1.2 ^{a, b}	30.6 ± 1.4 ^b	n.s.
	Mediale	31.0 ± 1.3 ^{a, b}	30.7 ± 1.5 ^{a, b}	0.012
	Sovrapatella	31.7 ± 1.1 ^b	31.6 ± 1.2 ^b	n.s.
T4 (20 min.)	Ginocchio totale	31.1 ± 1.8 ^b	30.9 ± 1.4 ^b	0.006
	Rotula	30.9 ± 1.4 ^b	30.4 ± 1.7 ^b	0.001
	Laterale	30.8 ± 1.0 ^{a, b}	30.6 ± 1.2 ^b	n.s.
	Mediale	31.1 ± 1.3 ^{a, b}	30.8 ± 1.5 ^{a, b}	0.012
	Sovrapatella	31.7 ± 1.9 ^b	31.6 ± 2.0 ^b	n.s.

T0 (basale), T1 (immediatamente dopo l'esercizio), T2 (dopo 5 minuti), T3 (dopo 10 minuti), and T4 (dopo 20 minuti). a) p<0.05 compared to T0; b) p<0.05 compared to T1

Il trattamento concomitante delle lesioni meniscali al momento della ricostruzione del LCA ha mostrato di influenzare la temperatura totale del ginocchio trattato chirurgicamente dopo l'esercizio (Figura 15). Sebbene non siano state osservate differenze significative nei valori iniziali e a T1 (tutti p = n.s.), le ginocchia operate con ricostruzione LCA e con

trattamento meniscale concomitante hanno mostrato temperature totali più alte rispetto alle ginocchia operate con ricostruzione LCA senza trattamento meniscale concomitante a T2 ($30,3 \pm 1,1$ contro $31,3 \pm 1,2$; $p = 0,047$), T3 ($30,4 \pm 0,9$ contro $31,4 \pm 1,1$; $p = 0,027$) e T4 ($30,5 \pm 1,0$ contro $31,4 \pm 1,2$; $p = 0,048$).

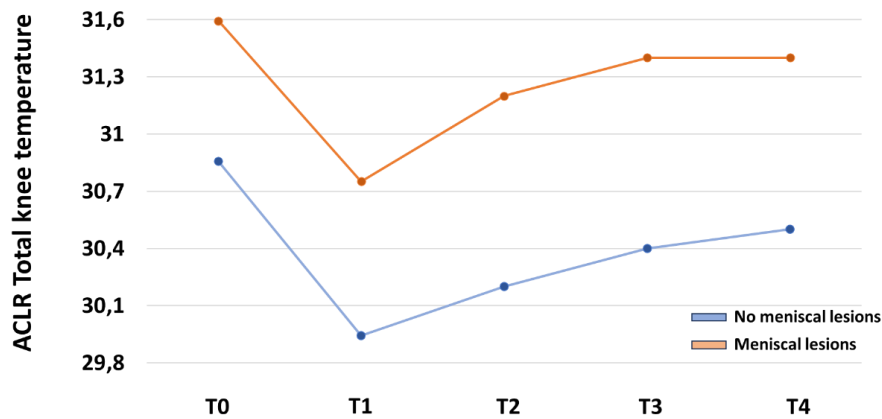


Figura 15. Temperatura media totale del ginocchio in risposta all'esercizio per le ginocchia con ricostruzione del legamento crociato anteriore (ACL-R) con lesioni meniscali concomitanti e per le ginocchia con ricostruzione del legamento crociato anteriore senza lesioni meniscali concomitanti a T0 (baseline), T1 (immediatamente dopo l'esercizio), T2 (dopo 5 minuti), T3 (dopo 10 minuti) e T4 (dopo 20 minuti) (*De Marziani L 2024 – J Exp Orthop*).

4.4 Discussione

Il principale risultato di questo progetto di ricerca è che l'individuazione di fattori biomeccanici e biologici può favorire una maggiore comprensione del ginocchio affetto da lesione del LCA prima e dopo intervento di ricostruzione chirurgica. In particolare, le valutazioni biomeccaniche hanno consentito di quantificare oggettivamente il contributo delle lesioni meniscali concomitanti alla lassità del ginocchio utilizzando un accelerometro triassiale nelle ginocchia con lesione del LCA. Le lesioni del menisco mediale, da sole o in associazione con lesioni del menisco laterale, determinano un aumento significativo della traslazione tibiale anteriore rispetto alle ginocchia senza lesioni meniscali. Dall'altro lato, la valutazione tramite termografia ad infrarossi delle ginocchia precedentemente trattate con ricostruzione del LCA ha riscontrato temperature superiori rispetto alle ginocchia sane. La risposta termica all'esercizio è risultata simile tra le ginocchia con LCA ricostruito e quelle sane, anche se la temperatura rimaneva più alta nelle ginocchia con LCA ricostruito e la presenza di lesioni meniscali concomitanti aumentava ulteriormente la temperatura dopo l'esercizio. Questi risultati potrebbero indicare uno stato infiammatorio persistente anni dopo l'intervento al LCA, che potrebbe predisporre i pazienti all'insorgenza precoce di osteoartrosi al ginocchio.

Le lesioni del LCA sono spesso associate a lesioni meniscali. I menischi sono strutture importanti nel ginocchio non solo per il loro ruolo nella distribuzione e trasmissione del carico tra le superfici articolari, ma anche per la stabilizzazione dell'articolazione [56-58]. Le lesioni meniscali devono pertanto essere attentamente considerate durante la chirurgia di ricostruzione del LCA per ripristinare la stabilità del ginocchio. Infatti, mentre la meniscectomia può aumentare lo stress di contatto femoro-tibiale e la traslazione tibiale anteriore nei ginocchi privi di LCA, la riparazione del menisco ha dimostrato di aumentare la lassità anteromediale del ginocchio [59,42]. In questo scenario, è fondamentale comprendere il ruolo che i menischi svolgono nella biomeccanica del ginocchio e come le lesioni meniscali possano influenzare la lassità del ginocchio, poiché il loro contributo alla stabilità del ginocchio potrebbe influenzare i risultati della chirurgia del LCA. Studi precedenti hanno documentato l'importanza dei menischi come stabilizzatori secondari nell'articolazione del ginocchio. Walker et al. [60] hanno dimostrato in uno studio su cadaveri il ruolo chiave del menisco mediale sia nella trasmissione della forza che nella stabilità articolare, mostrando che il corno anteriore limitava lo spostamento anteriore del femore, mentre il corpo centrale del menisco rappresentava una resistenza alla sublussazione femorale. Un altro studio biomeccanico condotto da De Phillippo

et al. [61] ha dimostrato che anche le lesioni “ramp” (rottura dell'attacco periferico del corno posteriore del menisco mediale a livello della giunzione menisco-capsulare) possono portare a un aumento della traslazione tibiale anteriore, delle rotazioni e del pivot shift. L'importante ruolo del menisco mediale nel controllo della stabilità del ginocchio è stato evidenziato anche nelle ginocchia con lesione del LCA. Allen et al. hanno indagato il ruolo del menisco mediale nelle ginocchia prive di LCA tramite un sensore robotico forza-momento, dimostrando un aumento della forza risultante nel menisco mediale umano in risposta a un carico tibiale anteriore rispetto alle ginocchia con LCA intatto [62].

I risultati di questo progetto sono in linea con queste evidenze sperimentali e rappresentano un passo importante verso la traduzione di questi concetti dalla ricerca alla valutazione delle ginocchia con lesione del LCA nella pratica clinica. La quantificazione oggettiva della traslazione tibiale anteriore durante il test di Lachman ha confermato il ruolo dei menischi nei pazienti con insufficienza del LCA. Ancora più importante, è stato trovato che solo le lesioni isolate del menisco mediale influenzano in modo critico la traslazione anteriore della tibia, con una differenza statisticamente significativa rispetto ai pazienti con lesione isolata del LCA. D'altra parte, le lesioni isolate del menisco laterale non hanno aumentato in modo statisticamente significativo la traslazione anteriore della tibia. Questo ha confermato i risultati di uno studio precedente su cadaveri condotto da Musahl et al. [63] su ginocchia intatte, ginocchia privi di LCA o ginocchia dopo la sezione del menisco mediale, del menisco laterale e infine di entrambi i menischi. Gli autori hanno riportato che la traslazione tibiale anteriore aumentava significativamente dopo la meniscectomia mediale ma non laterale, confermando che il menisco mediale è un'importante resistenza secondaria durante il test di Lachman, mentre il menisco laterale ha un ruolo relativamente più importante nella resistenza secondaria ai carichi combinati assiali e rotatori. A tal proposito, questi autori hanno riportato un'aumentata lassità dopo meniscectomia laterale durante il test del pivot shift [64]. Inoltre, a differenza dello studio citato condotto da Musahl et al., nel presente progetto i pazienti non sono stati valutati in anestesia, e questo potrebbe aver influenzato i risultati. Come riportato da Nakamura et al. [65], la quantificazione oggettiva della lassità del ginocchio attraverso l'uso di accelerometri può essere influenzata quando si valutano pazienti coscienti o sotto anestesia. L'uso di accelerometri può aiutare i medici a valutare meglio le ginocchia con lesioni del LCA, sollevando anche il sospetto di potenziali lesioni meniscali concomitanti e del loro impatto sulla lassità delle ginocchia interessate. L'uso preoperatorio del dispositivo in questo progetto ha permesso di evidenziare l'impatto delle lesioni meniscali associate alla lesione del LCA, mostrando un aumento della lassità del ginocchio. L'uso degli accelerometri potrebbe fornire

informazioni utili anche nel postoperatorio. In uno studio precedente, Berruto et al. [41] hanno effettuato una valutazione postoperatoria di pazienti con lesione del LCA utilizzando l'artrometro per ginocchio KT-1000 per quantificare il test di Lachman e il KiRA per quantificare il pivot shift test, almeno 6 mesi dopo l'intervento. Valutando la lassità del ginocchio dopo l'intervento, gli autori hanno valutato l'efficacia del trattamento eseguito, riscontrando valori comparabili tra le ginocchia operate e quelle sane controlaterali. In questo contesto, futuri studi incentrati sul trattamento delle lesioni meniscali concomitanti nella ricostruzione del LCA dovrebbero includere anche una valutazione oggettiva postoperatoria tramite accelerometro, per stimare correttamente l'impatto del trattamento meniscale sulla stabilità del ginocchio.

I risultati di questo progetto relativamente ai fattori biomeccanici sono di rilevanza clinica poiché è stata dimostrata la possibilità di quantificare oggettivamente, tramite un accelerometro di facile utilizzo, l'impatto delle lesioni meniscali sulla lassità del ginocchio in ginocchia con lesioni del LCA nella pratica clinica. Questo potrebbe aiutare i clinici nella pianificazione e nell'esecuzione di un trattamento adeguato delle lesioni meniscali durante la ricostruzione del LCA, al fine di ripristinare una stabilità ottimale del ginocchio. Partendo da questi risultati, studi futuri dovrebbero indagare ulteriormente il potenziale di valutare le ginocchia in ambito ambulatoriale e di discernere non invasivamente il contributo dei diversi tipi di lesioni meniscali alla lassità del ginocchio, offrendo informazioni utili per una corretta gestione dei pazienti sottoposti a ricostruzione del LCA.

Accanto ai fattori biomeccanici, anche quelli biologici possono giocare un ruolo chiave nella gestione e trattamento dei pazienti con lesione del LCA. A tal proposito, l'uso della termografia a infrarossi potrebbe rivelarsi utile in questi pazienti. Nella valutazione delle malattie muscoloscheletriche l'uso della termografia ad infrarossi sta infatti aumentando grazie alla facilità di valutare la temperatura di una specifica regione del corpo [66,67]. Negli ultimi anni, la termografia a infrarossi è stata proposta nella ricerca clinica come nuovo metodo per valutare l'infiammazione articolare in diverse articolazioni, incluso il ginocchio [[52,53,68]. L'infiammazione articolare gioca un ruolo anche nei pazienti sottoposti a chirurgia del LCA. Diversi studi hanno documentato un aumento dei biomarcatori dell'infiammazione e dei prodotti di degradazione della cartilagine dopo ricostruzione del LCA [69,16]. Dopo la procedura, l'infiammazione articolare aumenta immediatamente e, sebbene le concentrazioni di citochine pro-infiammatorie inizino a diminuire 4 settimane dopo, non ritornano ai livelli preoperatori normali dopo il primo mese [70]. Questo stato infiammatorio potrebbe essere rilevato non solo nel primo periodo postoperatorio ma anche anni dopo. Larsson et al. [45]

hanno riscontrato un aumento delle citochine pro-infiammatorie nel liquido sinoviale fino a 5 anni dopo la ricostruzione, dimostrando un'alterazione persistente dell'omeostasi articolare dopo la chirurgia di ricostruzione del LCA.

L'obiettivo principale della chirurgia di ricostruzione del LCA è ripristinare la biomeccanica del ginocchio, poiché il ripristino della cinetica normale riduce il carico eccessivo e lo stress sulle strutture articolari [71-73]. Tuttavia, alcuni studi hanno riportato un ripristino parziale, mentre altri hanno osservato continue anomalie persistenti, specialmente in termini di posizione e rotazione della tibia [74,75]. Le alterazioni biomeccaniche possono causare un aumento dello stress sullo strato cartilagineo, risultando nella produzione di citochine pro-infiammatorie e prodotti di degradazione della cartilagine articolare [76,77]. In uno studio di Pietrosimone et al. [77] sui pazienti con ricostruzione del LCA, il carico articolare alterato è stato collegato a livelli più alti di enzimi degenerativi e citochine pro-infiammatorie. In un altro studio di Erhart-Hledik et al. [78], i pazienti con ricostruzione del LCA hanno mostrato che, dopo l'esercizio fisico, i livelli di prodotti di degradazione della cartilagine erano simili a quelli dei pazienti con osteoartrosi, suggerendo quindi un'alterazione dell'attività metabolica dei condrociti dopo l'esercizio fisico. Inoltre, le alterazioni biomeccaniche dopo ricostruzione del LCA sono state riscontrate non solo nell'articolazione tibiofemorale ma anche in quella patello-femorale [79]. Questi carichi articolari patello-femorali alterati possono portare a un assottigliamento e ammorbidimento della cartilagine, rendendola quindi più suscettibile alla degenerazione [80]. Questa costituisce una combinazione sfavorevole che potrebbe giocare un ruolo nell'iniziare o accelerare i processi degenerativi articolari [81]. Pertanto, lo stato infiammatorio prolungato dopo ricostruzione del LCA potrebbe contribuire alla degenerazione cartilaginea osservata dopo questa procedura chirurgica e promuovere la progressione dell'osteoartrosi [82,83]. In questo scenario, l'identificazione precoce della presenza di infiammazione e degenerazione articolare nei pazienti asintomatici precedentemente trattati con ricostruzione del LCA potrebbe fornire informazioni utili, e la termografia a infrarossi può rappresentare uno strumento valido per rilevare indirettamente l'infiammazione articolare in questi pazienti.

Questo progetto ha dimostrato che la temperatura delle ginocchia precedentemente trattate con ricostruzione del LCA valutata con termografia a infrarossi è di 0,3°C superiore rispetto alle ginocchia sane controlaterali. È noto che il corpo umano sano tende alla simmetria termica e alcuni studi preliminari hanno riportato asimmetrie di 0,3°C come significative, sebbene la rilevanza clinica di questa differenza debba ancora essere stabilita [84]. In questo contesto, la temperatura più alta oltre due anni dopo la chirurgia delle ginocchia

precedentemente trattate con ricostruzione del LCA è di particolare interesse, poiché potrebbe sottolineare alterazioni omeostatiche persistenti anche in un gruppo selezionato di pazienti che non presentavano alcun sintomo e che erano tornati alle loro attività sportive dopo l'intervento. Nonostante l'assenza di sintomi nel ginocchio operato, la temperatura più alta rispetto al ginocchio sano controlaterale supporta la presenza di uno stato infiammatorio sottostante, sebbene non clinicamente rilevabile. Infatti, tutte le ginocchia valutate con ricostruzione del LCA avevano un punteggio IKDC oggettivo classificato come A, e inoltre non presentavano sintomi e consentivano ai pazienti di svolgere le loro attività funzionali e sportive. Sebbene l'aumento della temperatura cutanea del ginocchio potrebbe supportare l'ipotesi di uno stato infiammatorio sottostante, future ricerche dovrebbero confermare questo aspetto.

La differenza di temperatura è stata confermata anche in risposta all'esercizio fisico, che potrebbe fornire informazioni interessanti sul comportamento delle articolazioni operate dopo l'attività fisica. Il progetto attuale ha dimostrato che la temperatura cutanea delle ginocchia con ricostruzione del LCA aveva una risposta simile all'esercizio rispetto a quella sana dopo 2 minuti di esercizio, con una diminuzione iniziale della temperatura immediatamente dopo l'esercizio, seguita da un successivo graduale ritorno al valore di temperatura basale, ma sempre con valori di temperatura più alti. Questa tendenza ha confermato la risposta della temperatura cutanea all'esercizio già dimostrata in studi precedenti, a causa della redistribuzione della circolazione sanguigna con conseguente vasocostrizione cutanea e vasodilatazione a livello muscolare, che provoca una riduzione iniziale della temperatura cutanea, seguita da un lento ritorno ai valori basali. A questo proposito, questa risposta all'esercizio è stata riscontrata in uno studio precedente su 13 giovani volontari sani (età media 25 anni) [85]. Gli autori hanno analizzato la risposta all'esercizio fisico utilizzando la termografia a infrarossi, mostrando una riduzione della temperatura di picco tra 2 e 3 minuti dall'inizio dell'esercizio e un successivo graduale aumento della temperatura. Sebbene la tendenza nel tempo nei pazienti con ricostruzione del LCA fosse simile a quella dei volontari sani, alcune differenze possono essere osservate confrontandola con quelle riscontrate in 60 pazienti con osteoartrosi di ginocchio (età media 61 anni) [68]. Infatti, mentre nel progetto attuale la temperatura delle ginocchia operate di ricostruzione del LCA e sane è tornata ai valori basali 5 minuti dopo la fine dell'esercizio, la temperatura dei pazienti con osteoartrosi al ginocchio è rimasta inferiore allo stesso tempo rispetto ai valori basali. Questa differenza tra gli studi potrebbe essere giustificata dalle diverse età dei partecipanti e dai diversi livelli di attività svolti, nonché da possibili differenze nella risposta vascolare all'esercizio, e dei processi infiammatori e degenerativi che caratterizzano i

pazienti con ricostruzione del LCA rispetto a quelli con osteoartrosi conclamata, portando a diverse temperature cutanee [86-88].

L'analisi della risposta all'esercizio nelle ginocchia con ricostruzione del LCA ha dimostrato anche un'influenza delle lesioni meniscali precedentemente trattate sulla temperatura del ginocchio. Le lesioni meniscali concomitanti hanno ulteriormente aumentato la temperatura cutanea nelle ginocchia con ricostruzione del LCA dopo l'esercizio. I pazienti con lesioni meniscali precedentemente trattate hanno dimostrato temperature cutanee più alte a 5, 10 e 20 minuti dopo la fine dell'esercizio. Questo potrebbe essere correlato all'ambiente intra-articolare ulteriormente alterato per la presenza di lesioni meniscali con conseguente infiammazione articolare [89]. Quando l'integrità del menisco è compromessa, la pressione di contatto sulla cartilagine aumenta e l'area di contatto diminuisce [90,91]. Il sovraccarico della cartilagine induce cambiamenti morfologici, molecolari e meccanici nelle cellule e nella matrice cartilaginea portando ad ammorbidimento, fibrillazione, ulcerazione e perdita di cartilagine [92,93]. È stato inoltre dimostrato che questi cambiamenti biomeccanici causano un'alterazione dell'ambiente articolare con la produzione di citochine pro-infiammatorie che contribuiscono a un'ulteriore degenerazione della cartilagine e a danni strutturali [92,94,95]. Inoltre, recenti evidenze suggeriscono che il menisco non svolge solo un ruolo biomeccanico, ma anche un ruolo biologico [96,97], attraverso l'aumento della produzione di mediatori pro-infiammatori ed enzimi capaci di degradare la matrice [89]. Questo, insieme alla mancanza di protezione della cartilagine, potrebbe risultare dannoso per il ginocchio, specialmente durante l'attività sportiva a causa del maggiore stress sulla superficie articolare, che potrebbe favorire l'infiammazione articolare e, di conseguenza, una degenerazione articolare precoce, come rilevato dall'analisi termografica [98-100].

Studi futuri dovrebbero contribuire a standardizzare ulteriormente l'uso della termografia per la valutazione dei pazienti sottoposti a ricostruzione del LCA per confermarne il potenziale nell'identificare diversi pattern sia nel contesto della ricerca sia nella pratica clinica. Ciò potrebbe favorire una migliore gestione della riabilitazione dei pazienti con ricostruzione del LCA e del loro ritorno allo sport, consentendo di identificare precocemente i cambiamenti degenerativi articolari e possibilmente aiutare a sviluppare trattamenti per interrompere i processi infiammatori e i cambiamenti degenerativi precoci dopo l'intervento chirurgico di ricostruzione del LCA.

4.5 Limitazioni

Questo progetto presenta alcune limitazioni. In primo luogo, la valutazione pre-operatoria della lassità del ginocchio mediante accelerometro è stata effettuata su pazienti svegli prima dell'anestesia e questo potrebbe aver influenzato i dati ottenuti dalle misurazioni. Tuttavia, sebbene lo stesso esame eseguito su pazienti dopo l'anestesia in sala operatoria possa fornire risultati più affidabili, questa tecnologia offre il valore aggiunto di un uso clinico semplice e non invasivo anche in ambito ambulatoriale, rispetto ad approcci di ricerca più precisi ma più complessi e invasivi per quantificare la lassità del ginocchio. In secondo luogo, non è stata eseguita una classificazione del tipo di lesioni meniscali e, di conseguenza, non è stata condotta alcuna sotto-analisi basata su questo aspetto. Questo potrebbe aver introdotto un livello di eterogeneità che potrebbe aver contribuito alla mancanza di significatività rilevata nell'analisi della lassità rotatoria. Un'altra limitazione è la mancanza di valutazioni di biomarcatori o immagini in associazione alla valutazione termografica, come radiografie e risonanza magnetica, che potrebbero consentire una valutazione diretta delle citochine responsabili dell'infiammazione nel ginocchio con ricostruzione del LCA e della presenza di cambiamenti degenerativi precoci. Infine, il metodo di acquisizione e valutazione delle immagini termografiche si basa sulla letteratura precedente, ma attualmente non esiste un metodo stabilito come gold standard in questo campo, e sono stati riportati risultati controversi sul potenziale di questa tecnologia nel documentare correttamente i risultati correlati alle malattie articolari. È possibile che impostazioni diverse, telecamere, lenti e dispositivi differenti possano essere più adatti per le valutazioni nella pratica clinica di pazienti con lesione LCA.

4.6 Conclusioni

Questo progetto ha dimostrato che il contributo delle lesioni meniscali concomitanti alla lassità del ginocchio può essere quantificato oggettivamente utilizzando un accelerometro triassiale nelle ginocchia con lesioni del LCA prima dell'intervento chirurgico. In particolare, le lesioni del menisco mediale, da sole o in associazione con lesioni del menisco laterale, determinano un significativo aumento della traduzione tibiale anteriore rispetto ai ginocchi senza rotture meniscali. Pertanto, la valutazione non invasiva della lassità del ginocchio con accelerometri potrebbe fornire informazioni utili nella gestione dei pazienti affetti da lesioni del LCA. Inoltre, il progetto ha dimostrato che la temperatura delle ginocchia asintomatiche precedentemente trattate con ricostruzione del LCA è più alta rispetto a quella del ginocchio controlaterale sano. La tendenza della risposta della temperatura all'esercizio è simile tra le ginocchia con ricostruzione del LCA e le ginocchia sane, sebbene la temperatura rimanga più alta nelle ginocchia con ricostruzione del LCA. La presenza di lesioni meniscali concomitanti aumenta ulteriormente la temperatura dopo l'esercizio. Questi risultati potrebbero indicare uno stato infiammatorio persistente anni dopo l'intervento chirurgico per il LCA. Studi futuri dovrebbero indagare la rilevanza clinica di queste scoperte in termini di risultati clinici e insorgenza precoce dell'osteoartrosi del ginocchio.

Bibliografia

1. Gianotti SM, Marshall SW, Hume PA, Bunt L (2009) Incidence of anterior cruciate ligament injury and other knee ligament injuries: a national population-based study. *J Sci Med Sport* 12:622-627. doi:10.1016/j.jsams.2008.07.005
2. Tang N, Zhang W, George DM, Su Y, Huang T (2021) The Top 100 Most Cited Articles on Anterior Cruciate Ligament Reconstruction: A Bibliometric Analysis. *Orthop J Sports Med* 9:2325967120976372. doi:10.1177/2325967120976372
3. Kambhampati SBS, Vaishya R (2019) Trends in Publications on the Anterior Cruciate Ligament Over the Past 40 Years on PubMed. *Orthop J Sports Med* 7:2325967119856883. doi:10.1177/2325967119856883
4. Murray MM, Fleming BC (2013) Biology of anterior cruciate ligament injury and repair: Kappa delta ann doner vaughn award paper 2013. *J Orthop Res* 31:1501-1506. doi:10.1002/jor.22420
5. Marieswaran M, Jain I, Garg B, Sharma V, Kalyanasundaram D (2018) A Review on Biomechanics of Anterior Cruciate Ligament and Materials for Reconstruction. *Appl Bionics Biomech* 2018:4657824. doi:10.1155/2018/4657824
6. Crawford SN, Waterman BR, Lubowitz JH (2013) Long-term failure of anterior cruciate ligament reconstruction. *Arthroscopy* 29:1566-1571. doi:10.1016/j.arthro.2013.04.014
7. Grassi A, Kim C, Marcheggiani Muccioli GM, Zaffagnini S, Amendola A (2017) What Is the Mid-term Failure Rate of Revision ACL Reconstruction? A Systematic Review. *Clin Orthop Relat Res* 475:2484-2499. doi:10.1007/s11999-017-5379-5
8. Vaudreuil NJ, Rothrauff BB, de Sa D, Musahl V (2019) The Pivot Shift: Current Experimental Methodology and Clinical Utility for Anterior Cruciate Ligament Rupture and Associated Injury. *Curr Rev Musculoskelet Med* 12:41-49. doi:10.1007/s12178-019-09529-7
9. Lopomo N, Zaffagnini S, Bigozzi S, Visani A, Marcacci M (2010) Pivot-shift test: analysis and quantification of knee laxity parameters using a navigation system. *J Orthop Res* 28:164-169. doi:10.1002/jor.20966
10. Napier RJ, Feller JA, Devitt BM et al. (2021) Is the KiRA Device Useful in Quantifying the Pivot Shift in Anterior Cruciate Ligament-Deficient Knees? *Orthop J Sports Med* 9:2325967120977869. doi:10.1177/2325967120977869
11. Ristic V, Maljanovic M, Mihajlov I, Milankov V, Harhaji V (2016) Concomitant Injuries of Anterior Cruciate Ligament and Meniscus. *Med Pregl* 69:217-223. doi:10.2298/mpns1608217r
12. Taskiran E, Taskiran D, Duran T, Lok V (1998) Articular cartilage homeostasis after anterior cruciate ligament reconstruction. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc* 6:93-98. doi:10.1007/s001670050079
13. Jacobs CA, Hunt ER, Conley CE et al. (2020) Dysregulated Inflammatory Response Related to Cartilage Degradation after ACL Injury. *Med Sci Sports Exerc* 52:535-541. doi:10.1249/MSS.0000000000002161
14. Bigoni M, Sacerdote P, Turati M et al. (2013) Acute and late changes in intraarticular cytokine levels following anterior cruciate ligament injury. *J Orthop Res* 31:315-321. doi:10.1002/jor.22208
15. King JD, Rowland G, Villasante Tezanos AG et al. (2020) Joint Fluid Proteome after Anterior Cruciate Ligament Rupture Reflects an Acute Posttraumatic Inflammatory and Chondrodegenerative State. *Cartilage* 11:329-337. doi:10.1177/1947603518790009
16. Hunt ER, Jacobs CA, Conley CE, Ireland ML, Johnson DL, Lattermann C (2021) Anterior cruciate ligament reconstruction reinitiates an inflammatory and chondrodegenerative process in the knee joint. *J Orthop Res* 39:1281-1288. doi:10.1002/jor.24783
17. Flandry F, Hommel G (2011) Normal anatomy and biomechanics of the knee. *Sports Med Arthrosc Rev* 19:82-92. doi:10.1097/JSA.0b013e318210c0aa
18. Hassebrock JD, Gulbrandsen MT, Asprey WL, Makovicka JL, Chhabra A (2020) Knee Ligament Anatomy and Biomechanics. *Sports Med Arthrosc Rev* 28:80-86. doi:10.1097/JSA.0000000000000279

19. Hirschmann MT, Muller W (2015) Complex function of the knee joint: the current understanding of the knee. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc* 23:2780-2788. doi:10.1007/s00167-015-3619-3
20. LaBella CR, Hennrikus W, Hewett TE (2014) Anterior cruciate ligament injuries: diagnosis, treatment, and prevention. *Pediatrics* 133:e1437-1450. doi:10.1542/peds.2014-0623
21. Kaeding CC, Leger-St-Jean B, Magnussen RA (2017) Epidemiology and Diagnosis of Anterior Cruciate Ligament Injuries. *Clin Sports Med* 36:1-8. doi:10.1016/j.csm.2016.08.001
22. Walden M, Hagglund M, Werner J, Ekstrand J (2011) The epidemiology of anterior cruciate ligament injury in football (soccer): a review of the literature from a gender-related perspective. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc* 19:3-10. doi:10.1007/s00167-010-1172-7
23. Mather RC, 3rd, Koenig L, Kocher MS et al. (2013) Societal and economic impact of anterior cruciate ligament tears. *J Bone Joint Surg Am* 95:1751-1759. doi:10.2106/JBJS.L.01705
24. Schick S, Cantrell CK, Young B et al. (2023) The Mechanism of Anterior Cruciate Ligament Injuries in the National Football League: A Systematic Video Review. *Cureus* 15:e34291. doi:10.7759/cureus.34291
25. Benjaminse A, Gokeler A, van der Schans CP (2006) Clinical diagnosis of an anterior cruciate ligament rupture: a meta-analysis. *J Orthop Sports Phys Ther* 36:267-288. doi:10.2519/jospt.2006.2011
26. Kim SJ, Kim HK (1995) Reliability of the anterior drawer test, the pivot shift test, and the Lachman test. *Clin Orthop Relat Res*:237-242
27. Huang W, Zhang Y, Yao Z, Ma L (2016) Clinical examination of anterior cruciate ligament rupture: a systematic review and meta-analysis. *Acta Orthop Traumatol Turc* 50:22-31. doi:10.3944/AOTT.2016.14.0283
28. Atik OS, Cavusoglu AT, Ayanoglu T (2015) Is magnetic resonance imaging reliable for the evaluation of the ruptured or healed anterior cruciate ligament? *Ekleml Hastalik Cerrahisi* 26:38-40. doi:10.5606/ehc.2015.09
29. Wu F, Colak C, Subhas N (2022) Preoperative and Postoperative Magnetic Resonance Imaging of the Cruciate Ligaments. *Magn Reson Imaging Clin N Am* 30:261-275. doi:10.1016/j.mric.2021.11.006
30. Xu B, Zhang H, Li B, Wang W (2018) Comparison of magnetic resonance imaging for patients with acute and chronic anterior cruciate ligament tears. *Medicine (Baltimore)* 97:e0001. doi:10.1097/MD.00000000000010001
31. Evans J, Mabrouk A, Nielson JL (2024) Anterior Cruciate Ligament Knee Injury. In: StatPearls. Treasure Island (FL) ineligible companies. Disclosure: Ahmed Mabrouk declares no relevant financial relationships with ineligible companies. Disclosure: Jeffery Nielson declares no relevant financial relationships with ineligible companies.,
32. Gerami MH, Haghi F, Pelarak F, Mousavibaygei SR (2022) Anterior cruciate ligament (ACL) injuries: A review on the newest reconstruction techniques. *J Family Med Prim Care* 11:852-856. doi:10.4103/jfmpc.jfmpc_1227_21
33. Branch TP, Stinton SK, Siebold R, Freedberg HI, Jacobs CA, Hutton WC (2017) Assessment of knee laxity using a robotic testing device: a comparison to the manual clinical knee examination. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc* 25:2460-2467. doi:10.1007/s00167-015-3935-7
34. Isberg J, Faxen E, Brandsson S, Eriksson BI, Karrholm J, Karlsson J (2006) KT-1000 records smaller side-to-side differences than radiostereometric analysis before and after an ACL reconstruction. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc* 14:529-535. doi:10.1007/s00167-006-0061-6
35. Raggi F, Roberti di Sarsina T, Signorelli C et al. (2019) Triaxial accelerometer can quantify the Lachman test similarly to standard arthrometers. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc* 27:2698-2703. doi:10.1007/s00167-018-5306-7
36. Colombet P, Robinson J, Christel P, Franceschi JP, Djian P (2007) Using navigation to measure rotation kinematics during ACL reconstruction. *Clin Orthop Relat Res* 454:59-65. doi:10.1097/BLO.0b013e31802baf56
37. Branch TP, Browne JE, Campbell JD et al. (2010) Rotational laxity greater in patients with contralateral anterior cruciate ligament injury than healthy volunteers. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc* 18:1379-1384. doi:10.1007/s00167-009-1010-y

38. Branch T, Lavoie F, Guier C et al. (2015) Single-bundle ACL reconstruction with and without extra-articular reconstruction: evaluation with robotic lower leg rotation testing and patient satisfaction scores. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc* 23:2882-2891. doi:10.1007/s00167-015-3772-8
39. Boyer P, Djian P, Christel P, Paoletti X, Degeorges R (2004) [Reliability of the KT-1000 arthrometer (Medmetric) for measuring anterior knee laxity: comparison with Telos in 147 knees]. *Rev Chir Orthop Reparatrice Appar Mot* 90:757-764. doi:10.1016/s0035-1040(04)70756-4
40. Stone AV, Marx S, Conley CW (2021) Management of Partial Tears of the Anterior Cruciate Ligament: A Review of the Anatomy, Diagnosis, and Treatment. *J Am Acad Orthop Surg* 29:60-70. doi:10.5435/JAAOS-D-20-00242
41. Berruto M, Uboldi F, Gala L, Marelli B, Albisetti W (2013) Is triaxial accelerometer reliable in the evaluation and grading of knee pivot-shift phenomenon? *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc* 21:981-985. doi:10.1007/s00167-013-2436-9
42. Agarwal V, Kale A, Khandge A (2023) Influence of Meniscal Repair vs. Meniscectomy on Anterior Cruciate Ligament Reconstruction in Terms of Knee Stability and Radiological Imaging. *Cureus* 15:e43396. doi:10.7759/cureus.43396
43. Shybut TB, Vega CE, Haddad J et al. (2015) Effect of lateral meniscal root tear on the stability of the anterior cruciate ligament-deficient knee. *Am J Sports Med* 43:905-911. doi:10.1177/0363546514563910
44. Shiwaku K, Kamiya T, Suzuki D et al. (2022) The Role of the Medial Meniscus in Anterior Knee Stability. *Orthop J Sports Med* 10:23259671221132845. doi:10.1177/23259671221132845
45. Larsson S, Struglics A, Lohmander LS, Frobell R (2017) Surgical reconstruction of ruptured anterior cruciate ligament prolongs trauma-induced increase of inflammatory cytokines in synovial fluid: an exploratory analysis in the KANON trial. *Osteoarthritis Cartilage* 25:1443-1451. doi:10.1016/j.joca.2017.05.009
46. Filardo G, de Caro F, Andriolo L, Kon E, Zaffagnini S, Marcacci M (2017) Do cartilage lesions affect the clinical outcome of anterior cruciate ligament reconstruction? A systematic review. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc* 25:3061-3075. doi:10.1007/s00167-016-4097-y
47. Ajuied A, Wong F, Smith C et al. (2014) Anterior cruciate ligament injury and radiologic progression of knee osteoarthritis: a systematic review and meta-analysis. *Am J Sports Med* 42:2242-2252. doi:10.1177/0363546513508376
48. Cuzzolin M, Previtali D, Zaffagnini S, Deabate L, Candrian C, Filardo G (2021) Anterior Cruciate Ligament Reconstruction versus Nonoperative Treatment: Better Function and Less Secondary Meniscectomies But No Difference in Knee Osteoarthritis-A Meta-Analysis. *Cartilage* 13:1658S-1670S. doi:10.1177/19476035211046041
49. Ramirez-GarciaLuna JL, Bartlett R, Arriaga-Caballero JE, Fraser RDJ, Saiko G (2022) Infrared Thermography in Wound Care, Surgery, and Sports Medicine: A Review. *Front Physiol* 13:838528. doi:10.3389/fphys.2022.838528
50. Dias de Lacerda AP, Rodrigues de Andrade P, Kamonseki DH et al. (2022) Accuracy of infrared thermography in detecting tendinopathy: A systematic review with meta-analysis. *Phys Ther Sport* 58:117-125. doi:10.1016/j.ptsp.2022.10.005
51. Tan YK, Hong C, Li H, Allen JC, Jr., Thumboo J (2020) Thermography in rheumatoid arthritis: a comparison with ultrasonography and clinical joint assessment. *Clin Radiol* 75:963 e917-963 e922. doi:10.1016/j.crad.2020.08.017
52. Denoble AE, Hall N, Pieper CF, Kraus VB (2010) Patellar skin surface temperature by thermography reflects knee osteoarthritis severity. *Clin Med Insights Arthritis Musculoskelet Disord* 3:69-75. doi:10.4137/CMAMD.S5916
53. De Marziani L, Boffa A, Angelelli L et al. (2023) Infrared Thermography in Symptomatic Knee Osteoarthritis: Joint Temperature Differs Based on Patient and Pain Characteristics. *J Clin Med* 12. doi:10.3390/jcm12062319
54. Coffey R, Bordoni B (2024) Lachman Test. In: StatPearls. Treasure Island (FL) ineligible companies. Disclosure: Bruno Bordoni declares no relevant financial relationships with ineligible companies.,
55. Lane CG, Warren R, Pearle AD (2008) The pivot shift. *J Am Acad Orthop Surg* 16:679-688. doi:10.5435/00124635-200812000-00001

56. Hatayama K, Terauchi M, Saito K, Takase R, Higuchi H (2020) Healing Status of Meniscal Ramp Lesion Affects Anterior Knee Stability After ACL Reconstruction. *Orthop J Sports Med* 8:2325967120917674. doi:10.1177/2325967120917674
57. Gracia G, Cavaignac M, Marot V, Mouarbes D, Laumonerie P, Cavaignac E (2022) Epidemiology of Combined Injuries of the Secondary Stabilizers in ACL-Deficient Knees: Medial Meniscal Ramp Lesion, Lateral Meniscus Root Tear, and ALL Tear: A Prospective Case Series of 602 Patients With ACL Tears From the SANTI Study Group. *Am J Sports Med* 50:1843-1849. doi:10.1177/03635465221092767
58. Zaffagnini S, Di Paolo S, Stefanelli F et al. (2019) The biomechanical role of meniscal allograft transplantation and preliminary in-vivo kinematic evaluation. *J Exp Orthop* 6:27. doi:10.1186/s40634-019-0196-2
59. Rodriguez AN, LaPrade RF, Geeslin AG (2022) Combined Meniscus Repair and Anterior Cruciate Ligament Reconstruction. *Arthroscopy* 38:670-672. doi:10.1016/j.arthro.2022.01.003
60. Walker PS, Arno S, Bell C, Salvatore G, Borukhov I, Oh C (2015) Function of the medial meniscus in force transmission and stability. *J Biomech* 48:1383-1388. doi:10.1016/j.jbiomech.2015.02.055
61. DePhillipo NN, Moatshe G, Brady A et al. (2018) Effect of Meniscocapsular and Meniscotibial Lesions in ACL-Deficient and ACL-Reconstructed Knees: A Biomechanical Study. *Am J Sports Med* 46:2422-2431. doi:10.1177/0363546518774315
62. Allen CR, Wong EK, Livesay GA, Sakane M, Fu FH, Woo SL (2000) Importance of the medial meniscus in the anterior cruciate ligament-deficient knee. *J Orthop Res* 18:109-115. doi:10.1002/jor.1100180116
63. Musahl V, Citak M, O'Loughlin PF, Choi D, Bedi A, Pearle AD (2010) The effect of medial versus lateral meniscectomy on the stability of the anterior cruciate ligament-deficient knee. *Am J Sports Med* 38:1591-1597. doi:10.1177/0363546510364402
64. Musahl V, Rahnama-Azar AA, Costello J et al. (2016) The Influence of Meniscal and Anterolateral Capsular Injury on Knee Laxity in Patients With Anterior Cruciate Ligament Injuries. *Am J Sports Med* 44:3126-3131. doi:10.1177/0363546516659649
65. Nakamura K, Koga H, Sekiya I et al. (2017) Evaluation of pivot shift phenomenon while awake and under anaesthesia by different manoeuvres using triaxial accelerometer. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc* 25:2377-2383. doi:10.1007/s00167-015-3740-3
66. Kumar P, Gaurav A, Rajnish RK et al. (2022) Applications of thermal imaging with infrared thermography in Orthopaedics. *J Clin Orthop Trauma* 24:101722. doi:10.1016/j.jcot.2021.101722
67. Schiavon G, Capone G, Frize M, Zaffagnini S, Candrian C, Filardo G (2021) Infrared Thermography for the Evaluation of Inflammatory and Degenerative Joint Diseases: A Systematic Review. *Cartilage* 13:1790S-1801S. doi:10.1177/19476035211063862
68. De Marziani L, Boffa A, Orazi S et al. (2023) Joint Response to Exercise Is Affected by Knee Osteoarthritis: An Infrared Thermography Analysis. *J Clin Med* 12. doi:10.3390/jcm12103399
69. Bigoni M, Turati M, Gandolla M et al. (2016) Effects of ACL Reconstructive Surgery on Temporal Variations of Cytokine Levels in Synovial Fluid. *Mediators Inflamm* 2016:8243601. doi:10.1155/2016/8243601
70. Harkey MS, Luc BA, Golightly YM et al. (2015) Osteoarthritis-related biomarkers following anterior cruciate ligament injury and reconstruction: a systematic review. *Osteoarthritis Cartilage* 23:1-12. doi:10.1016/j.joca.2014.09.004
71. Andriacchi TP, Mundermann A (2006) The role of ambulatory mechanics in the initiation and progression of knee osteoarthritis. *Curr Opin Rheumatol* 18:514-518. doi:10.1097/01.bor.0000240365.16842.4e
72. Heijink A, Gomoll AH, Madry H et al. (2012) Biomechanical considerations in the pathogenesis of osteoarthritis of the knee. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc* 20:423-435. doi:10.1007/s00167-011-1818-0
73. Signorelli C, Bonanzinga T, Lopomo N et al. (2013) Do pre-operative knee laxity values influence post-operative ones after anterior cruciate ligament reconstruction? *Scand J Med Sci Sports* 23:e219-224. doi:10.1111/sms.12059
74. Amano K, Pedoia V, Su F, Souza RB, Li X, Ma CB (2016) Persistent Biomechanical Alterations After ACL Reconstruction Are Associated With Early Cartilage Matrix Changes Detected by Quantitative MR. *Orthop J Sports Med* 4:2325967116644421. doi:10.1177/2325967116644421

75. Hoshino Y, Fu FH, Irrgang JJ, Tashman S (2013) Can joint contact dynamics be restored by anterior cruciate ligament reconstruction? *Clin Orthop Relat Res* 471:2924-2931. doi:10.1007/s11999-012-2761-1
76. Armitano-Lago C, Evans-Pickett A, Davis-Wilson H et al. (2024) Modifying loading during gait leads to biochemical changes in serum cartilage oligomeric matrix protein concentrations in a subgroup of individuals with anterior cruciate ligament reconstruction. *Clin Rheumatol* 43:1363-1373. doi:10.1007/s10067-024-06898-4
77. Pietrosimone B, Loeser RF, Blackburn JT et al. (2017) Biochemical markers of cartilage metabolism are associated with walking biomechanics 6-months following anterior cruciate ligament reconstruction. *J Orthop Res* 35:2288-2297. doi:10.1002/jor.23534
78. Erhart-Hledik JC, Titchenal MR, Migliore E, Asay JL, Andriacchi TP, Chu CR (2022) Cartilage oligomeric matrix protein responses to a mechanical stimulus associate with ambulatory loading in individuals with anterior cruciate ligament reconstruction. *J Orthop Res* 40:791-798. doi:10.1002/jor.25121
79. Williams JR, Neal K, Alfayyadh A et al. (2023) Patellofemoral contact forces and knee gait mechanics 3 months after ACL reconstruction are associated with cartilage degradation 24 months after surgery. *Osteoarthritis Cartilage* 31:96-105. doi:10.1016/j.joca.2022.10.007
80. Jorgensen AEM, Kjaer M, Heinemeier KM (2017) The Effect of Aging and Mechanical Loading on the Metabolism of Articular Cartilage. *J Rheumatol* 44:410-417. doi:10.3899/jrheum.160226
81. Schache AG, Sritharan P, Culvenor AG et al. (2023) Patellofemoral joint loading and early osteoarthritis after ACL reconstruction. *J Orthop Res* 41:1419-1429. doi:10.1002/jor.25504
82. Ma W, Pan CY, Diehl LH et al. (2022) Altered lower extremity biomechanics following anterior cruciate ligament reconstruction during single-leg and double-leg stop-jump tasks: A bilateral total support moment analysis. *Clin Biomech (Bristol, Avon)* 91:105533. doi:10.1016/j.clinbiomech.2021.105533
83. Struglics A, Larsson S, Kumahashi N, Frobell R, Lohmander LS (2015) Changes in Cytokines and Aggrecan ARGS Neopeptide in Synovial Fluid and Serum and in C-Terminal Crosslinking Telopeptide of Type II Collagen and N-Terminal Crosslinking Telopeptide of Type I Collagen in Urine Over Five Years After Anterior Cruciate Ligament Rupture: An Exploratory Analysis in the Knee Anterior Cruciate Ligament, Nonsurgical Versus Surgical Treatment Trial. *Arthritis Rheumatol* 67:1816-1825. doi:10.1002/art.39146
84. Gomez-Carmona P, Fernandez-Cuevas I, Sillero-Quintana M, Arnaiz-Lastras J, Navandar A (2020) Infrared Thermography Protocol on Reducing the Incidence of Soccer Injuries. *J Sport Rehabil* 29:1222-1227. doi:10.1123/jsr.2019-0056
85. Formenti D, Ludwig N, Trecroci A et al. (2016) Dynamics of thermographic skin temperature response during squat exercise at two different speeds. *J Therm Biol* 59:58-63. doi:10.1016/j.jtherbio.2016.04.013
86. Kenney WL, Armstrong CG (1996) Reflex peripheral vasoconstriction is diminished in older men. *J Appl Physiol* (1985) 80:512-515. doi:10.1152/jappl.1996.80.2.512
87. Holowatz LA, Kenney WL (2010) Peripheral mechanisms of thermoregulatory control of skin blood flow in aged humans. *J Appl Physiol* (1985) 109:1538-1544. doi:10.1152/japplphysiol.00338.2010
88. Escamilla-Galindo VL, Estal-Martinez A, Adamczyk JG, Brito CJ, Arnaiz-Lastras J, Sillero-Quintana M (2017) Skin temperature response to unilateral training measured with infrared thermography. *J Exerc Rehabil* 13:526-534. doi:10.12965/jer.1735046.523
89. Olivotto E, Belluzzi E, Pozzuoli A et al. (2022) Do Synovial Inflammation and Meniscal Degeneration Impact Clinical Outcomes of Patients Undergoing Arthroscopic Partial Meniscectomy? A Histological Study. *Int J Mol Sci* 23. doi:10.3390/ijms23073903
90. Brown MJ, Farrell JP, Kluczynski MA, Marzo JM (2016) Biomechanical Effects of a Horizontal Medial Meniscal Tear and Subsequent Leaflet Resection. *Am J Sports Med* 44:850-854. doi:10.1177/0363546515623782
91. Tachibana Y, Mae T, Fujie H et al. (2017) Effect of radial meniscal tear on in situ forces of meniscus and tibiofemoral relationship. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc* 25:355-361. doi:10.1007/s00167-016-4395-4
92. Bader DL, Salter DM, Chowdhury TT (2011) Biomechanical influence of cartilage homeostasis in health and disease. *Arthritis* 2011:979032. doi:10.1155/2011/979032

93. Muehleman C, Bareither D, Huch K, Cole AA, Kuettner KE (1997) Prevalence of degenerative morphological changes in the joints of the lower extremity. *Osteoarthritis Cartilage* 5:23-37. doi:10.1016/s1063-4584(97)80029-5
94. Homandberg GA (1999) Potential regulation of cartilage metabolism in osteoarthritis by fibronectin fragments. *Front Biosci* 4:D713-730. doi:10.2741/homandberg
95. Guo D, Ding L, Homandberg GA (2009) Telopeptides of type II collagen upregulate proteinases and damage cartilage but are less effective than highly active fibronectin fragments. *Inflamm Res* 58:161-169. doi:10.1007/s00011-009-8090-5
96. Favero M, Belluzzi E, Trisolino G et al. (2019) Inflammatory molecules produced by meniscus and synovium in early and end-stage osteoarthritis: a coculture study. *J Cell Physiol* 234:11176-11187. doi:10.1002/jcp.27766
97. Stone AV, Loeser RF, Vanderman KS, Long DL, Clark SC, Ferguson CM (2014) Pro-inflammatory stimulation of meniscus cells increases production of matrix metalloproteinases and additional catabolic factors involved in osteoarthritis pathogenesis. *Osteoarthritis Cartilage* 22:264-274. doi:10.1016/j.joca.2013.11.002
98. Vannini F, Spalding T, Andriolo L et al. (2016) Sport and early osteoarthritis: the role of sport in aetiology, progression and treatment of knee osteoarthritis. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc* 24:1786-1796. doi:10.1007/s00167-016-4090-5
99. Arakawa K, Takahata K, Enomoto S et al. (2022) The difference in joint instability affects the onset of cartilage degeneration or subchondral bone changes. *Osteoarthritis Cartilage* 30:451-460. doi:10.1016/j.joca.2021.12.002
100. Blalock D, Miller A, Tilley M, Wang J (2015) Joint instability and osteoarthritis. *Clin Med Insights Arthritis Musculoskelet Disord* 8:15-23. doi:10.4137/CMAMD.S22147