UNIVERSITÀ DEGLI STUDI DI PADOVA

DIPARTIMENTO DI INGEGNERIA DELL'INFORMAZIONE

DIPARTIMENTO DI INGEGNERIA DELL'INFORMAZIONE

CORSO DI LAUREA IN INGEGNERIA BIOMEDICA

"Prevenzione dell'infortunio al legamento crociato anteriore (ACL): analisi del movimento e prospettive biomeccaniche"

Relatore: Prof.ssa Zimi Sawacha

Laureando: Antonio Zoppelletto

Correlatore: Dott.ssa Maria Dalle Vacche

ANNO ACCADEMICO 2024 – 2025

Data di laurea 23/09/2024

Sommario

1 Introduzione **3**
1.1 Outline 3
1.2 Contesto e motivazioni 4
1.3 Analisi del movimento e compiti motori considerati 5
1.4 Strumentazione utilizzata negli studi inclusi 6
1.4.1 Stereofotogrammetria 6
1.4.2 Pedane di forza 7
1.4.3 Sensori inerziali IMU 8
1.4.4 Elettromiografia di superficie (EMG) 9
1.5 Il legamento crociato anteriore (LCA) 11
1.5.1 Ruolo funzionale 11
1.5.2 Meccanismi lesivi tipici 11
1.5.3 Quadro clinico essenziale 12
1.5.4 Indicazioni generali di trattamento 12
2 Ricerca bibliografica **13**
2.1 Motori di ricerca 13
2.2 Stringhe di ricerca e parole chiave 13
2.3 Criteri di inclusione ed esclusione 14
3 Analisi Biomeccanica nel contesto dell'LCA **16**
3.1 Sintesi della strumentazione e dei task nei studi inclusi 16
3.2 Prevenzione degli infortuni 17
3.2.1 Programmi di prevenzione e adattamenti biomeccanici 18
3.2.2 Test standardizzati e valutazione del rischio biomeccanico 19
3.2.3 Biomeccanica dei movimenti che implicano un cambio di direzione e strategie di mitigazione 20
3.2.4 Strumenti qualitativi e osservazionali per lo screening sul campo 21
3.2.5 Validità ecologica e misure sul campo: sensori wearable, compiti ecologici e analisi automatizzate 23
3.2.6 Influenza dei fattori neuro-cognitivi sulla biomeccanica 24
3.3 Ritorno allo sport (RTS) 26
3.3.1 Criteri biomeccanici per il RTS 26
3.3.2 Test funzionali di valutazione 27
3.3.3 Misure in condizioni ecologiche: fatica, compiti reattivi e wearable 28
4 Conclusioni **32**
5 Bibliografia **35**
6 Appendice **37**

1 Introduzione

1.1 Outline

In questa tesi si esaminano e confrontano studi sperimentali riguardanti la valutazione biomeccanica e l'analisi del movimento del legamento crociato anteriore in ambito sportivo. In particolare, il lavoro è stato sviluppato con un duplice obiettivo, ossia individuare i fattori di rischio utili alla prevenzione delle lesioni e valutare i criteri per un sicuro ritorno all'attività sportiva.

A seguito di una minuziosa ricerca bibliografica e una selezione attenta di articoli con maggior pertinenza, ho confrontato i lavori in base alla strumentazione, ai task motori e alle variabili analizzate.

Nello specifico, nell'analisi svolta sono state prese in esame pedane di forza, sensori inerziali indossabili IMU, video analisi 2D, apparecchiature stereofotogrammetriche e strumentazioni elettromiografiche EMG.

Quando possibile, sono stati privilegiati studi che testano compiti realistici, oltre alle prove standard di laboratorio.

Si discuterà dunque, quali task motori e quali misure risultino più affidabili e praticabili per la profilazione del rischio e per la valutazione di ritorno al gioco, sottolineando per ciascuna tecnologia i vantaggi e i limiti, nonché contesti d'uso.

1.2 Contesto e motivazioni

La rottura del legamento crociato anteriore è un evento traumatico frequente nelle discipline sportive. Studi epidemiologici hanno individuato un'incidenza annua di circa 68,6 casi ogni 100.000 soggetti, con una prevalenza maggiore negli atleti giovani che praticano sport dove sono previsti salti e rapidi cambi di direzione. Questi infortuni richiedono lunghi periodi di riabilitazione e ciò comporta spesso conseguenze a lungo termine quali instabilità articolare o osteoartrite del ginocchio. Di conseguenza, la prevenzione degli infortuni al LCA è un obiettivo cruciale nello sport competitivo.

La letteratura indica che circa il 70–80% delle lesioni al LCA avviene in assenza di contatto diretto, spesso a seguito di gesti motori come cambi di direzione repentini, brusche decelerazioni o atterraggi da salto. Tali movimenti possono indurre posizioni critiche che sottopongono il LCA a carichi estremi.

Individuando i fattori di rischio intrinseci ed estrinseci, è possibile ridurre la probabilità di infortunio. In letteratura i fattori intrinseci fanno riferimento a variabili individuali come differenze anatomiche, pregresse lesioni, debolezza muscolare e deficit neuromotorio, mentre i fattori estrinseci comprendono caratteristiche del contesto sportivo come la tipologia di terreno, calzature e al livello di competizione.
Riconoscere questi fattori permette di progettare programmi di allenamento mirati alla prevenzione, ad esempio rinforzando la muscolatura degli arti inferiori o migliorando la tecnica di atterraggio nei salti, al fine di ridurre le sollecitazioni patologiche sul legamento crociato.

1.3 Analisi del movimento e compiti motori considerati

L'analisi del movimento è uno strumento fondamentale per analizzare e definire come gesti atletici possano generare carichi articolari e posture potenzialmente critiche, e quindi a indurre lesione al legamento crociato anteriore.
Nella letteratura scientifica sono stati individuati compiti motori standardizzati al fine di riprodurre situazioni a rischio.
I più utilizzati sono task che prevedono cambi di direzione o cutting, hop test e landing.
I cambi di direzione permettono di analizzare movimenti repentini che inducono posture di ginocchio in valgo con rotazione interna. Gli *hop test*, invece, si basano su salti monopodalici e vengono utilizzati frequentemente nei protocolli di reintegro allo sport, in quanto sono utili nel misurare equilibrio, stabilità articolare e simmetria. Task di landing sono utili nel valutare l'assorbimento del carico durante l'atterraggio da parte dell'atleta e le forze d'impatto al ginocchio.

La valutazione biomeccanica di ciascun compito è resa possibile grazie a strumenti quali: sistemi di *motion capture* per l'analisi tridimensionale dei movimenti, piattaforme di forza per misurare le reazioni del suolo, sensori inerziali, noti con l'acronimo IMU (*Inertial Measurement Unit*), per rilevare accelerazioni e velocità angolari e elettromiografia di superficie (EMG) per monitorare l'attività dei principali gruppi muscolari.

L'integrazione di queste misurazioni consente di ottenere un quadro completo dei parametri cinematici, dinamici e neuromuscolari del gesto atletico, permettendo di individuare eventuali anomalie o compensi che, se corretti, possono ridurre il rischio di infortunio.

1.4 Strumentazione utilizzata negli studi inclusi

Dall'analisi degli studi raccolti nella Tabella ACL (in appendice) si possono distinguere quattro principali categorie di strumenti utilizzati: la stereofotogrammetria 3D (*motion capture*), le pedane di forza (*force plates*), i sensori inerziali IMU e l'elettromiografia di superficie EMG. Per ciascuna di queste tecnologie è possibile fornire una breve descrizione del funzionamento, insieme alle metriche che solitamente vengono ricavate e ai relativi punti di forza e di debolezza nel contesto dello studio delle lesioni del LCA.

1.4.1 Stereofotogrammetria

I sistemi di stereofotogrammetria, o *motion capture*, si basano sull'impiego di più telecamere che tracciano *marker* riflettenti applicati sul corpo dell'atleta, consentendo la ricostruzione tridimensionale della cinematica dei segmenti corporei.
I *marker* possono essere di due tipologie: passivi, quindi rivestiti di materiale riflettente e illuminati da raggi infrarossi emessi dalle telecamere, oppure attivi, quando sono dotati di sorgenti luminose proprie.
Generalmente un setup stereofotogrammetrico comprende un computer, un certo numero di telecamere, solitamente tra 6 e 12, con frequenze di acquisizione che variano da 100 fino a oltre 500 Hz, e un hub di sincronizzazione che rende possibile l'acquisizione contemporanea dei segnali video e permette di coordinarli con eventuali altre apparecchiature.
La ricostruzione tridimensionale avviene tramite algoritmi interni al sistema, che comprendono la calibrazione, che permette di definire un sistema di riferimento globale mediante l'acquisizione di un oggetto le cui dimensioni e la cui posizione sono note; la sogliatura, ossia l'identificazione delle parti luminose dell'immagine corrispondente ai *marker* e la triangolazione, cioè la combinazione delle coordinate bidimensionali fornite da ciascuna telecamera per ottenere la posizione tridimensionale del marcatore nello spazio.
A partire dalle coordinate spaziali dei marker, il sistema è in grado di ricavare parametri come angoli articolari, traiettorie segmentarie e velocità angolari. I dati ottenuti dal sistema, combinati con le informazioni provenienti dalle pedane di forza, possono stimare anche i momenti articolari attraverso tecniche di *inverse dynamics*.

Nel contesto dello studio delle lesioni al LCA, le variabili maggiormente analizzate sono l'angolo di flessione del ginocchio al contatto con il suolo, l'angolo di valgismo del

ginocchio, il picco del momento di abduzione del ginocchio e la velocità angolare di rotazione.

Il punto di forza di questo sistema è l'elevata accuratezza spaziale e temporale; infatti, i sistemi *motion capture* sono definiti come *gold standard* per l'analisi degli angoli articolari complessi. Tuttavia, sono presenti limiti che riguardano invece l'elevato costo della strumentazione, la necessità di disporre di un laboratorio dedicato, la possibilità di errori dovuti allo slittamento dei marker sulla cute (*soft tissue artifact)* e la complessità del post-processing dei dati.

1.4.2 Pedane di forza

Le pedane di forza sono dispositivi costituiti da un piatto strumentato, solitamente di forma rettangolare, che misura la forza scambiata tra il piede e il terreno. Consentono di misurare le tre componenti delle forze di reazione al suolo (GRF, *Ground Reaction Forces)*, ossia antero-posteriore, medio-laterale e verticale e le coppie ad esse associate. Forniscono quindi informazioni sul modulo, direzione, punto di applicazione (centro di pressione, COP) e verso della forza. Questi segnali rappresentano un riferimento fondamentale per la stima del carico dinamico e per calcolare di parametri come il *rate of loading* o la distribuzione del carico tra gli arti.
Dal punto di vista costruttivo, le pedane integrano celle di carico estensiometriche o sensori piezoelettrici. I primi misurano la deformazione di un elemento elastico tramite griglie resistive collegate in un ponte di Wheatstone, convertendo la deformazione meccanica in variazione di resistenza elettrica. Offrono buona sensibilità e risposta in frequenza, ma sono più soggetti a deriva termica. I sensori piezoelettrici, invece, generano una carica elettrica proporzionale alla sollecitazione meccanica. Consentono di misurare forze molto piccole o molto grandi con la stessa cella, garantendo un'ottima risposta dinamica, ma soffrono di *drift* sotto carichi statici prolungati.

Nell'ambito della ricerca sul LCA, le variabili più analizzate includono il picco della forza verticale di reazione (vGRF), la velocità con cui il carico viene trasferito a terra, ossia il *rate of loading*, la distribuzione del carico tra arti e il tempo di contatto al suolo.

I principali vantaggi di questa tecnologia risiedono nella possibilità di ottenere misure dirette e ad alta frequenza (fino a 1000-2000 Hz) delle forze di reazione al suolo. Una caratteristica

particolarmente utile per analizzare eventi rapidi come atterraggi o cambi di direzione. I principali limiti riguardano, invece, la necessità di un corretto appoggio del passo sulla pedana, il costo e l'ingombro della strumentazione, nonché l'impiego prevalentemente confinato ad ambienti di laboratorio, che ne riduce la praticità in contesti di campo.

1.4.3 Sensori inerziali IMU

I sensori inerziali IMU combinano accelerometri, giroscopi e, in alcuni casi, magnetometri, rappresentano una soluzione portatile e relativamente economica per la stima della cinematica in contesti reali. Questi strumenti consentono di acquisire accelerazioni lineari e velocità angolari, che tramite algoritmi di fusione dei segnali vengono convertite in stime di orientamento nello spazio e angoli articolari. Ciò rende le IMU particolarmente adatte per raccogliere dati in campo, su superfici sportive reali e durante sessioni di allenamento o competizioni, ampliando così la possibilità di analisi al di fuori del laboratorio.
Gli accelerometri misurano le accelerazioni lineari e, sfruttando la gravità come riferimento, consentono di ricavare l'inclinazione del segmento corporeo a cui sono applicati. I giroscopi rilevano le velocità angolari, basandosi sulla forza di Coriolis, e permettono di descrivere la rotazione attorno ai tre assi spaziali. I magnetometri, infine, misurano il campo magnetico terrestre e aiutano a correggere le derive angolari, stimando l'orientamento assoluto del sensore.
Il segnale grezzo di ciascun sensore viene combinato tramite algoritmi di *sensor fusion* (ad esempio filtri di Kalman o Complementari) per ottenere una rappresentazione unica dell'orientamento. Una modalità molto diffusa è l'uso dei quaternioni, che descrivono in modo compatto e senza ambiguità di *gimbal lock* la rotazione di un corpo nello spazio tridimensionale

I sistemi IMU commerciali sono costituiti da più sensori wireless sincronizzati, applicati su segmenti corporei specifici. Attraverso protocolli di posizionamento standardizzati si riesce a ricostruire la cinematica articolare durante compiti dinamici come *drop-jump*, *sprint* o cambi di direzione. Alcuni software dedicati, come OpenSense, permettono di integrare i dati delle IMU in modelli muscoloscheletrici (ad esempio in OpenSim), associando ogni sensore a un segmento del modello e calcolando tramite *inverse kinematics* gli angoli articolari

Nella documentazione scientifica, le variabili più utilizzate comprendono accelerazioni segmentarie, stime angolari a carico di ginocchio e anca, pattern temporali di movimento ed eventi specifici legati ad eventi chiave come il *foot-strike* e *toe-off*.

I principali vantaggi risiedono nella portabilità, nel costo relativamente contenuto e nella possibilità di effettuare monitoraggi longitudinali o screening su ampi campioni in condizioni ecologiche. I limiti riguardano, invece, la minore precisione rispetto ai sistemi di stereofotogrammetria, la possibile deriva dei segnali dovuta all'integrazione dei dati e la sensibilità ai campi magnetici ambientali. Per questo motivo, l'affidabilità delle misurazioni richiede procedure di calibrazione e filtraggi adeguati.

1.4.4 Elettromiografia di superficie (EMG)

L'elettromiografia di superficie (EMG) consente di registrare l'attività elettrica generata dai muscoli durante la contrazione, fornendo informazioni sui tempi di attivazione, sull'ampiezza del segnale e sui pattern di co-attivazione dei gruppi muscolari. In ambito sportivo e clinico, l'EMG è utilizzata per analizzare il contributo neuromuscolare al controllo articolare e per identificare strategie compensatorie che possono influenzare il rischio di infortunio o la stabilità dopo una lesione al LCA.

Il segnale elettromiografico è di bassa ampiezza, tipicamente compreso tra 0,1 e 5 mV, e presenta un contenuto in frequenza che va da circa 10 a 500 Hz. Per acquisirlo in modo affidabile è necessario l'impiego di amplificatori differenziali ad alta impedenza e con un elevato rapporto di reiezione del modo comune, così da ridurre i disturbi elettrici ambientali. Il segnale viene filtrato attraverso un *band-pass* che elimina le componenti a bassa frequenza (movimenti e rumore di baseline) e le alte frequenze indesiderate, mentre un filtro notch a 50 Hz riduce l'interferenza della rete elettrica. Una fase di elaborazione può includere la rettifica del segnale e l'analisi nel dominio del tempo o della frequenza, con indici come la frequenza mediana, utile per valutare la fatica muscolare. Gli elettrodi utilizzati sono generalmente in Ag/AgCl con diametro di circa 10 mm e posizionati secondo linee guida standardizzate, come quelle proposte dal progetto SENIAM, con una distanza interelettrodica di circa 20 mm per minimizzare il *cross-talk*. È fondamentale preparare la pelle per ridurre l'impedenza e ottenere una buona qualità del tracciato.

Le registrazioni possono essere effettuate tramite elettrodi superficiali, applicati sulla pelle per monitorare gruppi muscolari, o tramite elettrodi ad ago, che consentono una valutazione più localizzata ma risultano meno utilizzati negli studi applicativi sul campo. Un aspetto cruciale è la normalizzazione del segnale e l'applicazione di adeguati filtraggi, necessari per garantire confronti attendibili tra soggetti e condizioni sperimentali.

Le metriche di maggiore interesse nello studio del LCA comprendono i tempi di attivazione muscolare in relazione al contatto con il suolo, l'ampiezza del segnale normalizzato e il rapporto di co-contrazione tra quadricipite e ischiocrurali, considerato un indicatore importante della strategia di stabilizzazione del ginocchio.

I vantaggi dell'EMG sono la possibilità di caratterizzare il contributo neuromuscolare al gesto motorio e l'integrazione con *motion capture* e pedane di forza, che consente un'analisi completa delle strategie di controllo motorio. I limiti riguardano invece la suscettibilità al rumore e al *cross-talk* tra muscoli adiacenti, la necessità di una preparazione accurata della pelle, la normalizzazione dei segnali e la complessità nell'interpretazione dei tracciati elettromiografici.

1.5 Il legamento crociato anteriore (LCA)

Il legamento crociato anteriore è uno dei principali stabilizzatori del ginocchio. Origina dalla faccia mediale del condilo femorale laterale e si inserisce nell'area intercondiloidea anteriore della tibia. Insieme al legamento crociato posteriore forma una "coppia incrociata" al centro dell'articolazione. Dal punto di vista funzionale, si descrivono due fasci prevalenti, antero-mediale (AM) e postero-laterale (PL), che lavorano in modo complementare lungo l'arco di movimento: in generale, il fascio PL tende a essere più teso in estensione, mentre l'AM contribuisce maggiormente con maggiore flessione del ginocchio.

1.5.1 Ruolo funzionale

La funzione cardine del LCA è limitare la traslazione anteriore della tibia rispetto al femore. Contribuisce inoltre alla stabilità rotatoria, opponendosi soprattutto alla rotazione interna della tibia e aiutando a controllare i carichi in valgo/varo. Nei gesti sportivi rapidi come atterraggi, frenate e cambi di direzione. Il ginocchio è sollecitato da forze combinate su più piani; tra queste, l'aumento del *knee abduction moment* (KAM, momento in valgo) è ciò che incrementa di più lo strain del LCA rispetto alla sola rotazione interna o allo shear anteriore, motivo per cui la gestione del carico sul piano frontale è prioritaria in prevenzione e rientro allo sport

1.5.2 Meccanismi lesivi tipici

La maggior parte delle rotture del LCA avviene senza contatto diretto, durante:

- un atterraggio "rigido" con scarsa flessione del ginocchio,
- una decelerazione concentrata sull'ultimo passo,
- un cambio di direzione con appoggio del piede troppo laterale rispetto al baricentro, *toe-in* al contatto e inclinazione del tronco sfavorevole.

Queste configurazioni aumentano il KAM e, in combinazione con rotazioni e forze di taglio, alzano la richiesta meccanica sul legamento.

1.5.3 Quadro clinico essenziale

Un episodio di infortunio al LCA avviene spesso a seguito un cambio di direzione o un atterraggio da salto, seguito successivamente dalla sensazione che il ginocchio “ceda” e, pochi minuti dopo da un gonfiore localizzato. Il dolore è variabile, ma il versamento rende presto difficile muovere l’articolazione, soprattutto estenderla completamente, e nella maggior parte dei casi costringe a interrompere l’attività.
Vi sono alcuni semplici test per valutare clinicamente l’infortunio, ossia, la prova Lachman, che mette in evidenza un aumento della traslazione anteriore della tibia che svela l’instabilità “rotatoria” tipica delle lesioni del LCA. A completare il quadro serve quasi sempre una risonanza magnetica, utile non solo a confermare l’entità della lesione, ma anche a cercare eventuali danni associati a menischi piuttosto che contusioni ossee del comparto laterale, stiramenti del collaterale mediale o del complesso antero-laterale. Nelle settimane successive, l’andamento di dolore, versamento e range articolare viene monitorato con attenzione perché condiziona l’avvio e la progressione della riabilitazione.

1.5.4 Indicazioni generali di trattamento

Il trattamento può essere conservativo o chirurgico. L’approccio conservativo è di solito riservato a soggetti con richieste funzionali moderate, mentre per chi pratica sport ad alta intensità la chirurgia rimane la scelta più frequente.
In entrambi i casi la riabilitazione è centrale. Le priorità sono il recupero di estensione e flessione complete, la riduzione del dolore e il rinforzo muscolare. Il ritorno progressivo allo sport dipende tanto dal recupero clinico quanto dal ripristino di pattern di movimento sicuri.

2 Ricerca bibliografica

La seguente indagine si basa su una ricerca bibliografica mirata a individuare studi sperimentali che abbiano analizzato, attraverso misure biomeccaniche e di analisi del movimento, aspetti legati alla prevenzione delle lesioni del legamento crociato anteriore e ai criteri per il ritorno in campo. L'obiettivo primario è stato selezionare un numero sufficiente di articoli recenti, all'incirca 20, in modo da permettere un'analisi critica approfondita senza disperdere l'attenzione.

2.1 Motori di ricerca

La ricerca è stata svolta considerando articoli pubblicati tra 2014 e 2025, utilizzando i seguenti database/portali:

- PubMed/Medline
- Google Scholar
- ScienceDirect
- Scopus

Questa scelta ha permesso di coprire sia la letteratura maggiormente indicizzata (PubMed, Scopus), sia di intercettare eventuali studi non reperibili nelle banche dati principali (Google Scholar, ScienceDirect).

2.2 Stringhe di ricerca e parole chiave

Sono state utilizzate le seguenti combinazioni di parole chiave, adattate di volta in volta alla sintassi di ciascun *database*:

- *ACL injury prevention & movement analysis*
- *ACL injury prevention & biomechanics*
- *ACL injury & sport & (movement analysis OR biomechanics)*
- *ACL injury & screening test*
- *ACL injury & return to play & (movement analysis OR biomechanics)*

Per aumentare la precisione sono stati esclusi risultati non pertinenti tramite filtri dedicati ed evitando la selezione di *conference proceedings* e *abstract*, che spesso non riportano dati sufficientemente dettagliati.

2.3 Criteri di inclusione ed esclusione

Per garantire coerenza nella selezione, sono stati applicati i seguenti criteri.

Criteri di inclusione

- Studi sperimentali/osservazionali su atleti sani, atleti con LCA pregresso, pazienti post-ricostruzione.
- Presenza di misure biomeccaniche/di analisi del movimento (cinematica 2D/3D, cinetica, GRF, momenti articolari, EMG, IMU).
- *Task* rilevanti per prevenzione o RTP (*drop landing*, salti monopodalici/*hop test*, *cutting*/COD, test di equilibrio/agilità).
- *Full text* disponibile in inglese o italiano.

Criteri di esclusione

- *Conference proceedings* e *abstract* senza full text.
- *Review*, meta-analisi.
- Studi su animali o solo simulazioni computazionali senza verifica sperimentale umana.
- Lavori privi di descrizione riproducibile di metodi/strumentazione o senza *outcome* quantitativi.

2.4 Procedura di screening

Il processo di selezione degli articoli si è svolto in tre fasi consecutive:

- *Screening* di titolo e *abstract*, identificazione e rimozione preliminare dei duplicati e delle pubblicazioni chiaramente non pertinenti in base a titolo/*abstract*.
- Lettura del *full-text*, analisi approfondita degli articoli potenzialmente eleggibili per verificare il soddisfacimento dei criteri di inclusione: in particolare, si è valutata la pertinenza metodologica e il livello qualitativo dello studio.
- Estrazione dei dati, per ciascun articolo incluso, raccolta delle informazioni chiave all'interno di un file Excel strutturato al fine di organizzare e confrontare i risultati.

2.5 Estrazione dati e struttura della tabella Excel

Tutti i dati rilevanti estratti dagli articoli selezionati sono stati organizzati in una tabella Excel (allegata in appendice). La struttura della tabella rispecchia i campi effettivamente presenti nel database compilato e consente un confronto sistematico tra i vari studi. In particolare, per ciascun lavoro incluso sono stati riportati:

- DOI e dati di riferimento bibliografico (autori, anno).
- Tipo di studio (*clinical trial*: sì/no).
- Numero di soggetti e relativa distribuzione per sesso (F, M).

Strumentazione utilizzata, con colonne dedicate alla presenza/assenza di:

- *Force Platform*
- EMG
- Stereo camera / sistemi optoelettronici
- *Commercial Cam* (telecamere commerciali/2D)
- Pressure system (piattaforme pressorie, solette, tappeti sensorizzati)
- IMU
- EEG
- Altri strumenti (specificati nello studio).
- *Task* analizzato (es. *landing, cutting, hop test*, ecc.).
- Variabili considerate (parametri cinematici, cinetici, EMG, ecc., come riportati nello studio).
- *Aim* (obiettivo principale dichiarato dagli autori).
- *Results* (principali risultati dello studio).

Questa organizzazione tabellare ha permesso di avere una visione sinottica di tutti gli studi inclusi e di raggrupparli secondo criteri comuni. Come anticipato nell'*Outline* (Cap. 1), gli articoli sono stati successivamente suddivisi in due macro-gruppi:

- studi incentrati sulla prevenzione dell'infortunio primario al LCA;
- studi focalizzati sulla valutazione del *Return to Play* dopo infortunio o ricostruzione del LCA.

Nelle sezioni seguenti si presenteranno i risultati emersi da questa classificazione, approfondendo per ciascun gruppo i *task* motori esaminati, le strumentazioni effettivamente impiegate, le variabili biomeccaniche considerate e i risultati principali (con i relativi limiti).

3 Analisi Biomeccanica nel contesto dell'LCA

3.1 Sintesi della strumentazione e dei task nei studi inclusi

Dai dati raccolti emerge che gli studi analizzati hanno fatto ricorso a strumenti diversi, con una distribuzione tutt'altro che uniforme. Nella Tabella 1 è riportata la frequenza di utilizzo delle principali tecnologie, mentre la Tabella 2 sono riassunti i compiti motori più frequentemente analizzati.
In particolare, si osserva che la maggior parte degli studi condotti in laboratorio combina sistemi stereofotogrammetrici e pedane di forza, mentre quelli orientati al monitoraggio "sul campo" adottano più spesso sensori inerziali IMU. Questo suggerisce che la strumentazione utilizzata influenza in modo sostanziale la comparabilità dei risultati, un aspetto da considerare quando si confrontano approcci sperimentali diversi.

Tabella 1 - Distribuzione della strumentazione

Strumentazione	N studi
Sistemi stereofotogrammetrici / *motion capture*	17
Pedane di forza (*Force Platform*)	14
Videocamere commerciali / 2D (*Commercial Cam*)	13
Plantari / sensori di pressione	5
Sensori inerziali IMU	4
Elettromiografia di superficie EMG	3
Altri strumenti (varie metodologie)	18

Accanto alla scelta strumentale, un altro aspetto cruciale riguarda i compiti motori presi in esame: atterraggi, cambi di direzione, hop test o test di equilibrio riproducono infatti i gesti sportivi più a rischio di infortunio al LCA e costituiscono la base delle valutazioni biomeccaniche. La Tabella 2 riassume la distribuzione di questi task negli studi inclusi.

Tabella 2 - Sintesi dei compiti motori maggiormente studiati negli studi inclusi

Task	N studi
Landing / Jump / Drop	7
Cutting / Change of Direction	11
Hop test	4
Test di equilibrio	3

In sintesi, la scelta della strumentazione e dei compiti motori influenza in modo decisivo non solo la qualità dei dati raccolti, ma anche la loro trasferibilità dal laboratorio al campo, aspetto cruciale per sviluppare protocolli di prevenzione del rischio LCA.

Sulla base della ricerca svolta, sono stati identificati e analizzati numerosi studi sperimentali riguardanti la biomeccanica del LCA. I risultati emersi vengono presentati separando gli studi orientati alla prevenzione degli infortuni del legamento crociato anteriore (sezione 3.1) da quelli relativi al ritorno allo sport in sicurezza dopo ricostruzione LCA (sezione 3.2). All'interno di ciascuna sezione, i lavori sono discussi mettendo in luce i task motori impiegati, le strumentazioni e misure biomeccaniche adottate, le principali variabili biomeccaniche considerate e gli *outcome* riscontrati. Infine, si evidenziano i limiti comuni rilevati in letteratura per ciascun ambito. Le citazioni bibliografiche sono riportate per supportare le affermazioni chiave e risaltarne i collegamenti con la letteratura scientifica utilizzata.

3.2 Prevenzione degli infortuni

La ricerca sulla prevenzione delle lesioni del legamento crociato anteriore (LCA) procede lungo due direttrici complementari: (i) l'identificazione dei fattori biomeccanici che aumentano il carico sul legamento e (ii) la verifica di quanto programmi di allenamento specifici riescano a ridurre tali fattori modificando i pattern di movimento [1].

I programmi di prevenzione più efficaci, noti come *Injury Prevention Programs* (IPP), sono in genere multicomponente, combinando esercizi neuromuscolari e pliometrici, lavoro di equilibrio, rinforzo della muscolatura prossimale e correzioni tecniche mirate sugli schemi di atterraggio e frenata. Revisioni sistematiche e meta-analisi mostrano riduzioni consistenti

dell'incidenza di lesioni del LCA, talvolta nell'ordine del 45–70% rispetto all'assenza di intervento [1, 2].
Tuttavia, i risultati non sono uniformi: alcune revisioni recenti sottolineano che molte variabili cinematiche e dinamiche non subiscono cambiamenti significativi, pur in presenza di una riduzione clinicamente rilevante dell'incidenza di infortuni, specialmente nei programmi caratterizzati da elevata aderenza [3,4].
In conclusione, gli IPP si confermano utili strumenti di prevenzione, ma l'efficacia degli adattamenti biomeccanici dipende dalla tipologia di esercizi, dalla durata dei programmi e dalla compliance degli atleti [1–3].

3.2.1 Programmi di prevenzione e adattamenti biomeccanici

La meta-analisi di Lopes et al. riporta che, dopo un IPP, gli atleti tendono ad un aumento significativo degli angoli di flessione di anca e ginocchio durante l'atterraggio e una riduzione del *knee abduction moment* (KAM), risultati coerenti con la teoria della dominanza dei quadricipiti [3].
Al contrario, Lima et al. hanno osservato effetti più limitati, con cambiamenti significativi solo negli angoli di flessione del ginocchio, mentre altre variabili cinematiche come flessione di anca, momenti articolari e forze di reazione al suolo sono rimaste sostanzialmente inalterate [4].

Questo suggerisce che i benefici degli IPP derivano non solo da modifiche biomeccaniche misurabili ma anche da adattamenti neuromuscolari e cognitivi.
Alcuni autori raccomandano un approccio individualizzato e *task-specific*, in quanto si è osservato che l'efficacia degli IPP varia in funzione degli esercizi inclusi, e propongono la necessità di programmare esercizi mirati ai deficit di base di ciascun atleta [3].
Nello specifico, si suggerisce di includere allenamenti mirati al rinforzo muscolare del quadricipite e del gluteo, potenziamento del core e propriocettività.
Anche Arundale et al. sottolineano che i programmi più efficaci combinano allenamento neuromuscolare, propriocettivo e di forza, ottenendo in generale una riduzione degli infortuni ACL se eseguiti correttamente [1].
In sintesi, la razionalità biomeccanica degli IPP è quella di promuovere atterraggi con maggiore flessione articolare e minori carichi trasversali al ginocchio, attenuando il valgismo

dinamico e potenziando l'assorbimento di forze, anche se le evidenze mostrano variazioni di effetto e la necessità di adattare gli esercizi alle esigenze individuali.

3.2.2 Test standardizzati e valutazione del rischio biomeccanico

La valutazione del rischio LCA si fonda su stress-test riproducibili, spesso prevedono atterraggi standardizzati come *drop vertical jump* DVJ, *single-leg landing* e varianti, cambi di direzione, denominati con la sigla COD, a 45–90°.
Il *drop vertical jump* prevede un salto da un rialzo di 30-40cm con atterraggio bilaterale, è utile per analizzare angoli di ginocchio, anca e momenti articolari durante la fase di contatto.
Il *single-leg landing*, invece, prevede atterraggi monopodalici da rialzo, associati spesso con rotazioni o movimenti, quali crossover, che amplificano quindi le richieste di stabilizzazione.
Infine, i *task* COD sono cambi di direzione con angolazioni che variano tra i 45° e i 90°, possono essere anticipati o reattivi, sono molto utili, in quanto riproducono il più fedelmente sollecitazioni di gioco.
Nella letteratura, attraverso l'utilizzo di *landing tasks*, si individuano profili "a rischio" quando vi è presente una scarsa flessione al contatto, valgo dinamico, appoggio rigido e controllo del tronco subottimale.
Per quanto riguarda, invece, i COD, i fattori che incidono maggiormente sono il *foot-plant* eccessivamente laterale, *toe-in* al contatto, limitata flessione di anca/ginocchio*, trunk-lean* sfavorevole e decelerazione concentrata nell'ultimo passo invece che nel penultimo [2–6].

L'utilizzo di compiti standardizzati ha permesso anche di profilare gli atleti in base al rischio. In uno studio su 624 atlete, ad esempio, sono stati impiegati un *drop jump* e un *crossover single-leg drop* per poi applicare un'analisi dei profili latenti: da qui sono emersi tre gruppi delineati come basso, moderato, alto rischio e differenziati soprattutto per il momento di abduzione del ginocchio KAM e, più in generale, per la qualità del controllo prossimale. Il gruppo ad alto rischio presentava KAM sensibilmente più elevato già in pre-intervento, un'informazione utile per indirizzare con maggiore precisione il lavoro correttivo [2].

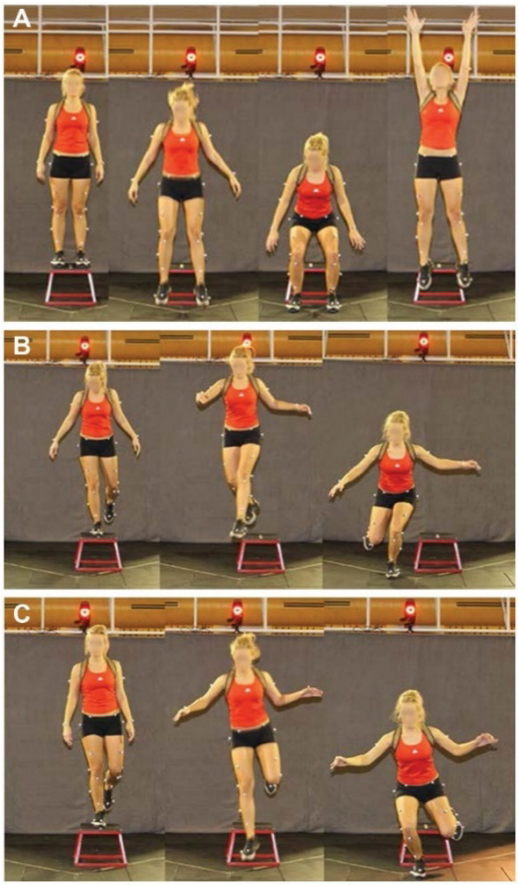

Figura 1. I tre compiti di test utilizzati per la valutazione biomeccanica del rischio di lesione al LCA: (A) drop vertical jump, (B) crossover single-leg drop e (C) single-leg drop. Immagine adattata da uno degli studi inclusi nella revisione [2]

3.2.3 Biomeccanica dei movimenti che implicano un cambio di direzione e strategie di mitigazione

I movimenti di taglio sollecitano intensamente il ginocchio, le configurazioni considerate più rischiose prevedono un appoggio con ginocchio in valgo, anca in intrarotazione, tronco inclinato dal lato opposto e un passo laterale ampio.

Una sintesi recente conferma il quadro complessivo, infatti, il comportamento del tronco, la cinematica dell'anca, il grado di flessione del ginocchio e la posizione del piede al contatto sono i determinanti che mostrano l'associazione più solida con il carico sul legamento [13].

Tradotto nella pratica, l'obiettivo è ridurre il braccio di leva che alimenta il momento in valgo durante l'ultimo appoggio del taglio. Le analisi tecniche indicano una via piuttosto coerente, cioè, anticipare la decelerazione già nel penultimo passo invece di concentrarla esclusivamente sull'ultimo, collocare l'appoggio più vicino al baricentro, mantenere una progressione del piede neutra e atterrare con maggiore flessione di anca e ginocchio, accompagnando il gesto con un assetto del tronco orientato verso la nuova direzione. Queste scelte, nel loro insieme, riducono il KAM senza penalizzare l'efficacia del gesto [5,6].

Tali osservazioni trovano conferma anche quando ci si sposta dal laboratorio al contesto agonistico. Nel basket femminile professionistico, per esempio, molte rotture si osservano in corrispondenza di decelerazioni e tagli eseguiti con valgo precoce e flessione ridotta subito dopo il contatto, ossia esattamente quei segnali che in laboratorio definiscono un profilo "a rischio" [10]. Anche nel rugby professionistico, una quota non trascurabile di infortuni non-contatto emerge durante *side-step* o in corse caratterizzate da appoggio di tallone e scarsa flessione del ginocchio, condizioni che accentuano i carichi sul comparto mediale [11]. Inoltre, l'analisi comparativa di episodi clinici ha descritto quattro pattern distinti di lesione: un'ulteriore indicazione che la prevenzione efficace richiede personalizzazione, perché il meccanismo non è unico e può declinarsi in configurazioni diverse a seconda del contesto e dell'atleta [13].

3.2.4 Strumenti qualitativi e osservazionali per lo screening sul campo

La valutazione qualitativa della tecnica di movimento ha assunto negli ultimi anni un ruolo centrale, soprattutto in quei contesti in cui non è possibile disporre di sofisticate apparecchiature di laboratorio. Tra gli strumenti più utilizzati vi è il *Cutting Movement Assessment Score* CMAS, sviluppato per analizzare i cambi di direzione sulla base dell'allineamento di tronco, anca, ginocchio e piede. Il CMAS ha dimostrato una buona correlazione con parametri oggettivi come il *knee abduction moment* e le forze di frenata, risultando quindi un indicatore affidabile di movimenti a rischio. Inoltre, i punteggi ottenuti mostrano un'elevata consistenza intra-valutatore e una discreta affidabilità inter-valutatore, seppur con una variabilità che dipende dall'esperienza degli osservatori [14].

Accanto al CMAS, sono stati proposti altri strumenti di valutazione rapida. Il *Landing Error Scoring System* (LESS) rappresenta una checklist applicata a compiti di atterraggio, in cui

vengono conteggiati errori osservabili come valgismo dinamico o scarsa flessione. Questo sistema è stato validato in diversi studi e ha il pregio di poter essere applicato facilmente anche in ambito clinico. Tuttavia, la natura binaria delle valutazioni e la dipendenza dall'osservatore ne limitano l'oggettività, e la sua capacità predittiva rispetto al rischio reale di lesione rimane incerta. Più recentemente, sono state sviluppate schede qualitative *"high-risk"*, pensate come strumenti rapidi per identificare in pochi secondi i soggetti con posture potenzialmente dannose, ad esempio in grandi gruppi sportivi. Queste checklist si basano su indicatori semplici come valgismo visibile, inclinazione del tronco o tipo di appoggio, e sono state validate come screening preliminare in contesti di squadra [15].

Il vantaggio principale di questi strumenti è la loro accessibilità, in quanto non richiedono attrezzature costose, possono essere applicati su larga scala e consentono di intercettare precocemente profili a rischio che altrimenti passerebbero inosservati. Allo stesso tempo, esistono limiti importanti: i punteggi possono variare sensibilmente a seconda dell'esperienza dell'osservatore, e la loro capacità di predire con certezza gli infortuni futuri è stata messa in discussione da diverse analisi sistematiche. Una recente *scoping review* ribadisce che nessun test singolo, qualitativo o quantitativo, possiede sensibilità e specificità sufficienti per essere utilizzato come unico strumento predittivo. La raccomandazione è quindi di adottare batterie multimodali che combinino test di atterraggio e taglio con misure di forza, equilibrio e valutazioni qualitative [12].
In definitiva, gli strumenti qualitativi costituiscono un primo livello di screening, rapido e a basso costo, utile soprattutto in ambito sportivo e clinico. La loro efficacia cresce se integrati in protocolli più ampi e se affiancati a misurazioni strumentali, come verrà discusso nei paragrafi successivi dedicati alla validità ecologica e ai metodi ibridi di valutazione.

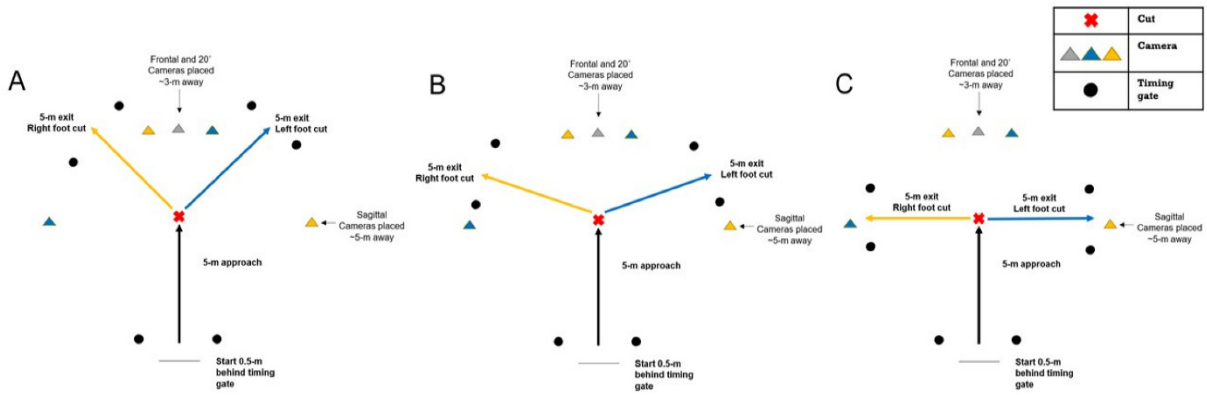

Figura 2 Schema del protocollo CMAS per il cutting a 45° (A), 70° (B) e 90° (C). Le telecamere frontale e obliqua (~20°) sono posizionate a ≈3 m dal punto di cambio direzione; la telecamera sagittale a ≈5 m. Il colore delle icone indica la gamba che effettua il taglio (giallo = destro; blu = sinistro); la camera grigia è comune a entrambi i lati. I punti neri rappresentano le fotocellule. Adattato da Dos'Santos et al. [14].

3.2.5 Validità ecologica e misure sul campo: sensori wearable, compiti ecologici e analisi automatizzate

I movimenti eseguiti in laboratorio, pur misurati con grande precisione, non sempre rispecchiano quelli compiuti in gara, dove vi sono decisioni impreviste, vincoli di spazio e fatica. Proprio per questo uno dei temi più delicati nella prevenzione del LCA è la validità ecologica

Il campo, infatti, introduce variabili che in laboratorio è difficile riprodurre, non sorprende quindi che una parte delle differenze osservate in laboratorio si smorzi o cambi quando osserviamo gli stessi atleti in situazione di gara.

Proprio per questo, negli ultimi anni si è lavorato su due fronti: (i) convalidare in gara i pattern a rischio individuati in laboratorio e (ii) costruire strumenti portatili per monitorarli sul campo in modo pratico.

Per ridurre il divario tra ciò che l'atleta esegue in laboratorio e ciò che compie in gara, la direzione più promettente è l'integrazione metodologica. In pratica:

- si quantifica in laboratorio ciò che conta, come angoli e momenti, in primis KAM, con *motion capture* 3D + pedane di forza e, quando utile, EMG [2, 6, 8, 9];
- si trasporta il monitoraggio sul campo con video 2D multi-camera, IMU e, se disponibili, plantari di pressione, così da seguire nel tempo gli indizi tecnici più legati al carico, quali distribuzione della frenata sul *penultimate step*, ampiezza del *foot-plant*, progressione del piede, *trunk-lean* [7, 12, 15];
- si adottano protocolli reattivi (*decision-making*, stimoli imprevisti) e condizioni più "sporche" per alzare la validità ecologica delle misure [5, 6, 12].

Le review metodologiche sottolineano proprio questo: nessuno strumento, preso da solo, è risolutivo; il valore sta nell'integrazione tra l'alta precisione del laboratorio e l'elevata trasferibilità delle misure acquisite sul campo [9, 12].

Tabella 2 Sintesi di task e strumentazione nei principali studi citati (prevenzione LCA). Sono escluse le review/metanalisi perché non presentano setup strumentali univoci.
Abbrev.: DVJ = drop vertical jump; COD = change of direction; KAM = knee abduction moment; GRF = ground reaction force; IMU = inertial measurement unit; Hz = Hertz

Studio (anno)	Task principale	Strumentazione (essenziale)	Ambiente
Hewett 2016 [2]	DVJ + single-leg crossover drop	MoCap 3D**:** Motion Analysis, 10 telecamere Eagle 240 Hz · Forza**:** 2 pedane AMTI 1200 Hz (stima KAM)	Lab
Di Paolo 2023 (IJSPT) [7]	COD 90° (2D vs 3D)	MoCap 3D**:** Vicon, 10 IR 250 Hz · Forza**:** AMTI 1000 Hz · 2D**:** 3 GoPro Hero7 240 fps	Lab (confronto 2D–3D)
Bates 2019 [8]	"Simulated landing" con carichi multiplanari	Strain diretto LCA/MCL**:** DVRT MicroStrain · Attuatori/cella carico per applicare KAM/ITR/ATS	Setup meccanicistico
Heder-Ternell 2025 [10]	Video-analisi in gara (basket femminile)	Video broadcast/match multi-camera; codifica eventi/meccanismi	Campo (gara)
Montgomery 2018 [11]	Video-analisi in gara (rugby)	Video professionali (OptaPro) + codifica (heel-strike, contatto, angoli)	Campo (gara)
Achenbach 2024 (BJSM) [13]	Video-analisi in gara (calcio femminile)	Video TV/stadio multi-angolo; scheda osservazionale a 3 esperti	Campo (gara)
CMAS 2021 [14]	Cutting 45°–70°–90° (qualitativo)	2D: 3 videocamere ≥100 Hz (posizionamento standardizzato) · opz. sincronizz. con pedane	Field-friendly
Di Paolo 2023 (Sensors) [15]	Calcio-specifico (field) + task lab	IMU: 7 Xsens 200 Hz (field) · MoCap 3D: Vicon 8 cam 100 Hz + 2 pedane 1000 Hz (lab)	Ibrido lab↔field

3.2.6 Influenza dei fattori neuro-cognitivi sulla biomeccanica

La qualità del gesto in atterraggio e nei cambi di direzione non dipende soltanto da forza e tecnica, ma è influenzata in modo significativo da fattori neuro-cognitivi, come l'attenzione, il carico mentale e le modalità di apprendimento motorio. Negli ultimi anni è emerso con chiarezza che tali aspetti possono determinare la tenuta delle correzioni tecniche nelle situazioni reali di gioco.

Diversi studi hanno mostrato che la fatica mentale incide negativamente sul controllo del movimento. Dopo compiti cognitivi prolungati, ad esempio di vigilanza o *decision-making*, gli atleti tendono a presentare minore flessione del ginocchio al contatto, forze verticali di reazione al suolo (vGRF) più elevate e una distribuzione della frenata meno efficace. In queste condizioni, il gesto diventa più "rigido" e si riduce la capacità di assorbire le

sollecitazioni, con conseguente aumento del carico sul LCA, soprattutto durante compiti complessi come *stop-jump* e cambi di direzione reattivi [16].

Un ulteriore aspetto cruciale riguarda le strategie di insegnamento. Non basta infatti definire quali correzioni applicare: il modo in cui vengono trasmesse agli atleti è altrettanto determinante. Approcci che favoriscono l'automatizzazione e la robustezza attentiva, come il focus esterno, le analogie visive o i metodi *constraints-led*, risultano più efficaci delle istruzioni focalizzate internamente sui segmenti corporei. Queste modalità di apprendimento promuovono schemi motori più stabili, caratterizzati da maggiore flessione al contatto, miglior allineamento tra tronco, anca e ginocchio e appoggi meno laterali, che tendono a mantenersi anche in condizioni di doppio compito o di elevata pressione attentiva [1, 5, 6, 18]

Accanto al lavoro tecnico e cognitivo, sono state esplorate anche soluzioni neurosensoriali a supporto del *retraining*. Un esempio è la stimolazione propriocettiva focale tramite dispositivi come Equistasi®, che in esercizi di *cutting* con calciatrici d'élite ha mostrato di ridurre i momenti in valgo e le vGRF, migliorando la stabilità posturale. Questi strumenti non sostituiscono l'allenamento, ma possono facilitare il consolidamento delle correzioni tecniche, soprattutto nelle prime fasi del percorso [17].

Nel complesso, le evidenze convergono su un principio chiave, ossia che i fattori neuro-cognitivi non rappresentano un elemento accessorio, bensì una componente determinante della prevenzione. La semplice correzione meccanica del gesto non garantisce la protezione se non viene allenata anche la capacità di mantenere la tecnica corretta sotto carico cognitivo. Per questo motivo i programmi di prevenzione più efficaci sono quelli che integrano l'aspetto tecnico, quello cognitivo e quello didattico, massimizzando così la probabilità che le modifiche biomeccaniche non solo si acquisiscano in laboratorio, ma resistano anche alle condizioni complesse e imprevedibili della competizione sportiva [1, 5, 6, 16-18].

3.3 Ritorno allo sport (RTS)

Il ritorno allo sport (RTS) dopo ricostruzione del legamento crociato anteriore (ACLR) è un processo multidimensionale che coinvolge fattori fisici, tecnici e psicologici. Le evidenze mostrano tassi di reintegro tutt'altro che ottimali: nella meta-analisi di Ardern et al. circa l'82% riprende qualche attività sportiva, ma solo il 63% torna allo stesso sport e il 44% alla competizione piena. Nonostante ciò, in molti contesti la decisione di rientro è ancora ancorata a scadenze cronologiche, più che a criteri oggettivi; la letteratura più recente raccomanda invece percorsi *criterion-based*, nei quali l'avanzamento avviene solo quando specifici obiettivi misurabili sono raggiunti. Le cause del mancato ritorno al livello pre-infortunio sono multifattoriali: persistono spesso deficit di forza/tecnica e, sul piano psicologico, il timore di recidiva è una delle ragioni più citate per il mancato reintegro. Nei calciatori, una rassegna aggiornata conferma che, pur rientrando in molti casi, gli indici di performance (es. minuti, sprint, accelerazioni) tendono a rimanere inferiori rispetto al pre-ACLR nei mesi successivi al ritorno. Nei paragrafi seguenti vengono quindi sintetizzati i criteri biomeccanici e funzionali per l'RTS, i test consigliati e le strategie di progressione, evidenziandone al contempo i principali limiti [19–21].

3.3.1 Criteri biomeccanici per il RTS

In chiave biomeccanica, vi sono tre pilastri, quali, forza, simmetria e qualità del movimento. I programmi basati su criteri fissano soglie di simmetria (*Limb Symmetry Index*, LSI) per la forza di quadricipite/ischiocrurali, l'esecuzione di salti monopedali e la biomeccanica di atterraggio/cutting. Nella pratica clinica le soglie più usate per indicare un recupero "accettabile" si collocano intorno al 90–95% di LSI per forza isocinetica e *hop test*; valori più severi (≈95–100%) sono talvolta adottati in sport pivot/contact o in atleti d'élite [19, 22, 23]. A queste si affiancano prerequisiti "non negoziabili": ROM completo, assenza di dolore/versamento, stabilità ai test clinici, e cinematica senza segni di valgismo dinamico o scarso assorbimento al suolo nei compiti esplosivi.

Sul fronte tecnologico, i sensori inerziali IMU permettono di quantificare la cinematica articolare durante compiti multidirezionali ad alta velocità con validità *fair-to-excellent* rispetto ai sistemi optoelettronici, offrendo misure ecologiche di angoli/tempi e tracciabilità longitudinale del recupero [24]. Anche la sensibilità dei test di *jump-landing* alle "tracce" di

una storia di ACL, specie in condizioni di fatica, è un tema emergente e aiuta a definire criteri più robusti [25].

3.3.2 Test funzionali di valutazione

Al di là dei semplici *cut-off*, la decisione di RTS deve integrare più domini e considerare le proprietà di misura dei singoli test. La revisione OPTIKNEE ha sintetizzato l'evidenza sulle prestazioni metriche nei giovani e negli adulti post-LCA, indicando quali prove presentino affidabilità e validità migliori e quindi meritino priorità nella pratica. Nello specifico si sono svolti *hop test* e *counter movement jump* CMJ, i quali hanno mostrato proprietà di misura solide, mentre alcuni test di equilibrio hanno presentato risultati meno consistenti [23].
Sul piano operativo, i protocolli basati su criteri prestabiliti, mostrano come usare questi test per scandire le fasi finali del percorso.
Nella serie di casi presentata da Joreitz, il passaggio a corsa, pliometria e sport-specifico avveniva solo quando venivano raggiunti obiettivi oggettivi come LSI di forza ≥80–90%, assenza di dolore o versamento e un controllo qualitativo ritenuto adeguato. L'idoneità finale veniva concessa solo al superamento di una batteria di prove che includevano test di forza, hop test e valutazioni sulla qualità del movimento [19].
Modelli più recenti suggeriscono di combinare questi domini in punteggi integrati che includano forza del quadricipite, *hop test*, CMJ, presenza di dolore o versamento e stabilità articolare, così da ridurre il rischio che un singolo LSI ≥90% venga interpretato come garanzia di recupero completo [22]. In altre parole, la simmetria da sola non basta, occorre verificare che l'atleta sappia generare e assorbire stimoli in modo sicuro, che il pattern tecnico sia adeguato e che non presenti valgo dinamico o rotazioni sfavorevoli nei landing e nei cambi di direzione, e che le prestazioni di agilità siano in linea con i *benchmark* sport-specifici [19,22,23].

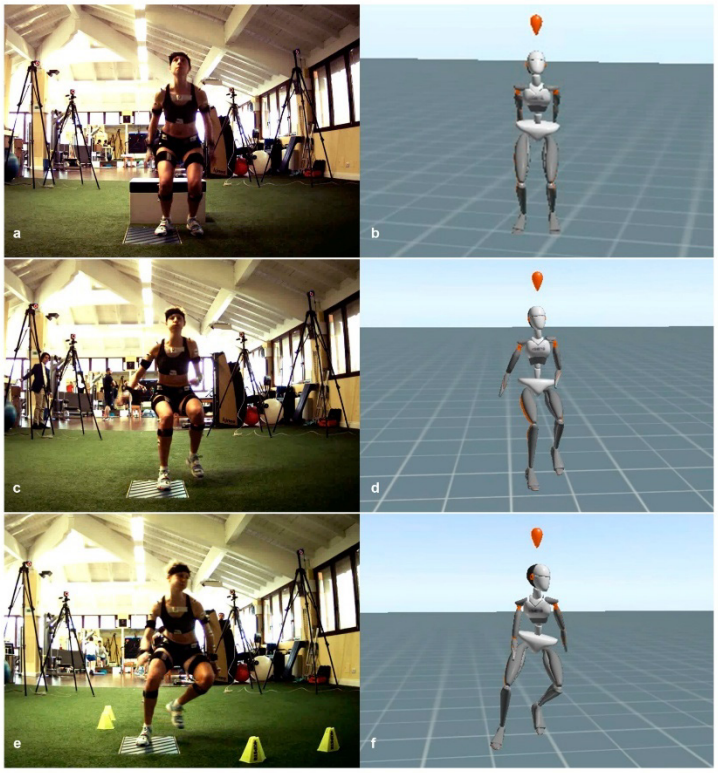

Figura 3 Compiti motori ad alta velocità impiegati nella valutazione del ritorno allo sport con sensori inerziali e relativa ricostruzione in tempo reale: (a–b) drop jump; (c–d) sprint frontale; (e–f) cambio di direzione a 90°. A sinistra i fotogrammi sul campo, a destra l'avatar generato dal software dei wearable. Riadattato da Di Paolo et al. [24]

3.3.3 Misure in condizioni ecologiche: fatica, compiti reattivi e wearable

Il nodo centrale del rientro allo sport non è soltanto quanto un atleta è forte o simmetrico in laboratorio, ma la capacità di mantenere quel gesto quando la situazione assomiglia davvero a una partita. Quindi velocità elevate, decisioni prese in frazioni di secondo, interferenze dell'avversario e, soprattutto, fatica, sono fattori cruciali per il reintegro. È proprio in queste condizioni che piccoli compensi come un appoggio troppo laterale, una flessione insufficiente al contatto, un *trunk-lean* sfavorevole, tendono a riemergere e a pesare sul carico legamentoso.

Su questo punto, l'evidenza recente invita a spostare una parte della valutazione fuori dal laboratorio e dentro scenari più realistici. Calisti e colleghi hanno mostrato che la sensibilità di alcuni test di salto-atterraggio nel distinguere chi ha una storia di infortunio LCA aumenta quando i test vengono eseguiti sotto fatica: è il segnale che certe asimmetrie restano silenti a freddo e compaiono solo quando la richiesta neuromuscolare cresce che sia per durata o intensità [25]. Allo stesso tempo, l'introduzione di sensori inerziali indossabili consente di

misurare sul campo e a velocità di gioco, la cinematica di anca, ginocchio e tronco durante compiti complessi come *drop-jump*, *sprint* e cambi di direzione a 90°, con una validità che si è dimostrata da discreta a eccellente rispetto ai sistemi ottici di riferimento [24]. In pratica, diventa possibile seguire nell'arco di una seduta se l'atleta entra più flesso al contatto, se distribuisce la frenata nel *penultimate step* e se mantiene un orientamento del tronco coerente con la nuova direzione; proprio quei determinanti che sappiamo essere legati al carico sul LCA.

Questa lettura "ecologica" si integra bene con i percorsi basati su criteri: invece di avanzare per scadenze temporali, si avanza quando i dati, in laboratorio e sul campo, indicano che la tecnica viene mantenuta anche in condizioni di difficoltà. La serie di casi di Joreitz, per esempio, scandisce il ritorno a corsa, pliometria, cambi di direzione e infine allenamento pieno solo dopo il raggiungimento di soglie oggettive [19]. I modelli di dati proposti da Daggett et al. propongono un indice composito che integri forza, prestazioni nei test di salto quali CMJ e *hop*, stabilità, presenza/assenza di dolore o versamento e qualità del movimento, così da ridurre la dipendenza dal solo LSI e rendere più robusta la decisione di rientro [22]. Coerentemente, la revisione OPTIKNEE raccomanda di privilegiare test con buone proprietà di misura e di interpretare i cambiamenti alla luce dell'errore di misura e della *minimal detectable change,* per non scambiare il rumore per miglioramento reale [23].

In definitiva, l'idoneità al rientro dovrebbe derivare dalla convergenza di più evidenze, non dal risultato di un singolo test. Servono una forza del quadricipite realmente simmetrica, salti (*hop* e CMJ) che non rivelino compensi tra gli arti, una stabilità articolare adeguata con assenza di dolore o versamento, esecuzioni tecniche pulite in compiti ecologici e sotto fatica, e una comprovata prontezza psicologica al ritorno. L'impiego di profili compositi, come proposto da Daggett e colleghi, consente di ponderare insieme questi domini eterogenei e attenua la dipendenza dall'unico indicatore di simmetria (LSI), riducendo il rischio di "falsi idonei" nonostante un apparente superamento delle soglie numeriche. [19, 22, 23]

Tabella 3 Valutazioni biomeccaniche per il ritorno allo sport (RTS) dopo ACLR.

Studio (anno)	**Popolazione / contesto**	**Compiti / protocollo**	**Strumentazione**	**Variabili / criteri esaminati (raffinate)**	**Evidenze chiave (take-home)**
Calisti et al., 2025 [25]	21 con storia di ACL vs 22 controlli	4 jump-landing unilaterali (SL hop, CMJ unil, crossover, medial-rotation hop) pre/post fatica	3D mocap	• Cinematica precoce post-contatto: flessione ginocchio/anca, valgo dinamico (abd/add ginocchio), trunk-lean e rotazioni del tronco• Picchi e tempi al picco (flessione/valgismo) • Δ pre–post fatica **e** sensibilità del test	La fatica fa emergere asimmetrie e incrementa la capacità dei test di distinguere la storia di ACL; meglio combinare più misure temporali/angolari che un singolo indice.
Di Paolo et al., 2021 [24]	34 atleti sani	Drop-jump, sprint, COD 90° ad alta velocità	IMU full-body	• Angoli multi-planari (anca, ginocchio, tronco) su piano sagittale/frontale/trasverso • Velocità angolari e event detection • Coerenza IMU–gold standard per ROM e pattern segmentali in compiti veloci	Validità fair-to-excellent vs 3D: i wearable consentono monitoraggio on-field di determinanti tecnici RTS.
Daggett et al., 2022 [22]	33 pazienti post-ACLR	Screening multi-task lungo la riabilitazione	Markerless 3D + modello dati	• Indice Mobilità: ROM, estensione/flessione, escursione articolare funzionale • Indice Allineamento: valgismo e rotazioni ginocchio/anca, toe-progression, trunk-lean• Indice Readiness: stabilità, dolore/versamento, qualità tecnica osservazionale	Grande variabilità inter-soggetto: decisione di RTS da personalizzare. Gli indici compositi integrano domini multipli, riducendo la dipendenza dal solo LSI.

Berg et al. (OPTIKNEE), 2022 [23]	Revisione proprietà di misura	Sintesi dei functional performance tests	—	• Affidabilità, errore, MDC**;** validità **e** responsività • Test più solidi**:** Single-Leg Hop**,** Crossover Hop**;** utili anche CMJ unil., ma attenzione alla responsività	Selezionare test con buone proprietà di misura e interpretare i cambiamenti vs errore/MDC; evitare decisioni basate su un solo cut-off senza contesto.

4 Conclusioni

Dalla letteratura emerge che il legamento crociato anteriore è esposto a carichi eccessivi soprattutto in atterraggi e cambi di direzione eseguiti con poca flessione, appoggi laterali eccessivi o con un controllo del tronco non ottimale. I programmi di prevenzione multicomponente si sono dimostrati utili nel ridurre il rischio, anche se gli adattamenti biomeccanici non sono sempre consistenti. L'aumento della flessione del ginocchio al contatto è il dato più condiviso, mentre altre variabili risultano meno prevedibili.

I principali fattori di stress individuati sono l'appoggio non in linea con il baricentro, la rotazione interna del piede, la scarsa flessione di anca e ginocchio, inclinazioni del tronco sfavorevoli e una frenata concentrata nell'ultimo appoggio. Queste condizioni sono state riscontrare sia nelle analisi di laboratorio, sia in contesti reali sul campo, con evidenze nel calcio, rugby e basket. È emerso inoltre che non esiste un unico meccanismo lesivo e che la prevenzione più efficace deve essere adattata al singolo atleta.

Puntualmente, gli studi che si sono rivelati più solidi per quanto riguarda l'aspetto della revisione e valutazione, sono stati quelli che combinavano diversi strumenti. In laboratorio, la stereofotogrammetria, le piastre di forza e l'elettromiografia di superficie EMG forniscono misurazioni accurate, mentre sul campo, le videocamere, le immagini 2D e i sensori indossabili forniscono un monitoraggio più ecologico. Gli strumenti di checklist e valutazione qualitativa come LESS e CMAS funzionano meglio quando inseriti in un percorso che include misure oggettive. Anche gli elementi cognitivi e la fatica sono di alta importanza: test reattivi e sotto sforzo hanno mostrato di far emergere compensi che in condizioni standard non si vedono.
Come emerso dagli studi, i tassi di ritorno al livello precedente all'infortunio restano inferiori alle attese.

Per quanto riguarda il ritorno allo sport, non basta guardare al tempo trascorso dall'infortunio. Forza simmetrica, salti senza compensi, stabilità articolare, assenza di dolore e qualità tecnica sono tutti criteri fondamentali, ma i tassi di rientro al livello precedente restano inferiori alle aspettative. Le difficoltà dipendono anche da fattori psicologici, come la paura di reinfortunarsi. Per questo oggi si tende a utilizzare profili multifattoriali che integrano elementi fisici, tecnici e mentali, piuttosto che affidarsi a una sola soglia numerica.

Protocolli differenti, campioni ridotti e poca standardizzazione rimangono dei limiti e rendono difficile il confronto tra studi.
Le prospettive future puntano su protocolli più condivisi, test reattivi e sotto fatica per aumentare la validità ecologica, e su strumenti indossabili e analisi automatizzate per seguire meglio gli atleti nel tempo.

5 Bibliografia

[1] Arundale AJH, Silvers-Granelli HJ, Myklebust G. ACL injury prevention: Where have we come from and where are we going? J Orthop Res. 2022;40:43–54. https://doi.org/10.1002/jor.25058

[2] Hewett TE, Ford KR, Xu YY, Khoury J, Myer GD. Utilization of ACL Injury Biomechanical and Neuromuscular Risk Profile Analysis to Determine the Effectiveness of Neuromuscular Training. *The American Journal of Sports Medicine*. 2016;44(12):3146-3151. doi:10.1177/0363546516656373

[3] Lopes TJA, Simic M, Myer GD, Ford KR, Hewett TE, Pappas E. The Effects of Injury Prevention Programs on the Biomechanics of Landing Tasks: A Systematic Review With Meta-analysis. *The American Journal of Sports Medicine*. 2017;46(6):1492-1499. doi:10.1177/0363546517716930

[4] Lima, Y.L., Collings, T.J., Hall, M. *et al.* Injury Prevention Programmes Fail to Change Most Lower Limb Kinematics and Kinetics in Female Team Field and Court Sports: A Systematic Review and Meta-Analysis of Randomised Controlled Trials. *Sports Med* **54**, 933–952 (2024). https://doi.org/10.1007/s40279-023-01974-2

[5] Dos'Santos, T., Thomas, C., McBurnie, A. et al. Biomechanical Determinants of Performance and Injury Risk During Cutting: A Performance-Injury Conflict?. Sports Med 51, 1983–1998 (2021). https://doi.org/10.1007/s40279-021-01448-3

[6] Donelon, T.A., Dos'Santos, T., Pitchers, G. *et al.* Biomechanical Determinants of Knee Joint Loads Associated with Increased Anterior Cruciate Ligament Loading During Cutting: A Systematic Review and Technical Framework. *Sports Med - Open* **6**, 53 (2020). https://doi.org/10.1186/s40798-020-00276-5

[7] Di Paolo S, Grassi A, Tosarelli F, et al. Two-Dimensional and Three-Dimensional Biomechanical Factors During 90° Change of Direction are Associated to Non-Contact ACL injury in Female Soccer Players. *IJSPT*. 2023;18(4):887-897. doi:10.26603/001c.84308. PMID:37547837

[8] Bates NA, Schilaty ND, Nagelli CV, Krych AJ, Hewett TE. Multiplanar Loading of the Knee and Its Influence on Anterior Cruciate Ligament and Medial Collateral Ligament Strain During Simulated Landings and Noncontact Tears. *The American Journal of Sports Medicine*. 2019;47(8):1844-1853. doi:10.1177/0363546519850165

[9] Belkhelladi M, Cierson T, Martineau PA. Biomechanical Risk Factors for Increased Anterior Cruciate Ligament Loading and Injury: A Systematic Review. *Orthopaedic Journal of Sports Medicine*. 2025;13(2). doi:10.1177/23259671241312681

[10] Heder Ternell K, Tosarelli F, Buckthorpe M, Samuelsson K, Hamrin Senorski E, Della Villa F. A Systematic Video Analysis of Anterior Cruciate Ligament Injuries in Professional Female Basketball Players. *The American Journal of Sports Medicine*. 2025;53(6):1368-1380. doi:10.1177/03635465251330007

[11] Montgomery C, Blackburn J, Withers D, Tierney G, Moran C, Simms C. Mechanisms of ACL injury in professional rugby union: a systematic video analysis of 36 cases. Br J Sports Med. 2018 Aug;52(15):994-1001. doi: 10.1136/bjsports-2016-096425. Epub 2016 Dec 30. PMID: 28039125.

[12] Schweizer, N.; Strutzenberger, G.; Franchi, M.V.; Farshad, M.; Scherr, J.; Spörri, J. Screening Tests for Assessing Athletes at Risk of ACL Injury or Reinjury—A Scoping Review. Int. J. Environ. Res. Public Health 2022, 19, 2864. https://doi.org/10.3390/ijerph19052864

[13] Achenbach L, Bloch H, Klein C, et al Four distinct patterns of anterior cruciate ligament injury in women's professional football (soccer): a systematic video analysis of 37 match injuriesBritish Journal of Sports Medicine 2024;58:709-716

[14] Dos'Santos, T.; Thomas, C.; McBurnie, A.; Donelon, T.; Herrington, L.; Jones, P.A. The Cutting Movement Assessment Score (CMAS) Qualitative Screening Tool:

Application to Mitigate Anterior Cruciate Ligament Injury Risk during Cutting. Biomechanics 2021, 1, 83–101. https://doi.org/10.3390/ biomechanics1010007

[15] Di Paolo, S.; Nijmeijer, E.M.; Bragonzoni, L.; Gokeler, A.; Benjaminse, A. Definition of High-Risk Motion Patterns for Female ACL Injury Based on Football-Specific Field Data: A Wearable Sensors Plus Data Mining Approach. Sensors 2023, 23, 2176. https://doi.org/10.3390/s23042176

[16] Zheng B, Zhang Z, Zhang Z, Sun Y, Xiao Y and Li M (2025) Effects of mental fatigue on biomechanical characteristics and risk associated with non-contact anterior cruciate ligament injuries during landing. Front. Bioeng. Biotechnol. 13:1582873. doi: 10.3389/fbioe.2025.1582873

[17] Spolaor F, Guiotto A, Ciniglio A, Cibin F and Sawacha Z (2023) Effects of a proprioceptive focal stimulation (Equistasi®) on reducing the biomechanical risk factors associated with ACL injury in female footballers. Front. Sports Act. Living 5:1134702. doi: 10.3389/fspor.2023.1134702

[18] Benjaminse A, Otten B, Gokeler A, Diercks RL, Lemmink KAPM. Motor learning strategies in basketball players and its implications for ACL injury prevention: a randomized controlled trial. Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc. 2017 Aug;25(8):2365-2376. doi: 10.1007/s00167-015-3727-0. Epub 2015 Aug 11. PMID: 26259551; PMCID: PMC5522510.

[19] Joreitz R, Lynch A, Popchak A, Irrgang J. CRITERION-BASED REHABILITATION PROGRAM WITH RETURN TO SPORT TESTING FOLLOWING ACL RECONSTRUCTION: A CASE SERIES. Int J Sports Phys Ther. 2020 Dec;15(6):1151-1173. doi: 10.26603/ijspt20201151. PMID: 33344032; PMCID: PMC7727433.

[20] Ardern CL, Webster KE, Taylor NF, Feller JA. Return to sport following anterior cruciate ligament reconstruction surgery: a systematic review and meta-analysis of the state of play. Br J Sports Med. 2011 Jun;45(7):596-606. doi: 10.1136/bjsm.2010.076364. Epub 2011 Mar 11. PMID: 21398310

[21] Manojlovic M, Ninkovic S, Matic R, Versic S, Modric T, Sekulic D, Drid P. Return to Play and Performance After Anterior Cruciate Ligament Reconstruction in Soccer Players: A Systematic Review of Recent Evidence. Sports Med. 2024 Aug;54(8):2097-2108. doi: 10.1007/s40279-024-02035-y. Epub 2024 May 6. PMID: 38710914; PMCID: PMC11329701.

[22] Daggett, M.C.; Witte, K.A.; Cabarkapa, D.; Cabarkapa, D.V.; Fry, A.C. Evidence-Based Data Models for Return-to-Play Criteria after Anterior Cruciate Ligament Reconstruction. Healthcare 2022, 10, 929. https://doi.org/10.3390/healthcare10050929

[23] Berg B, Urhausen AP, Øiestad BE, et alWhat tests should be used to assess functional performance in youth and young adults following anterior cruciate ligament or meniscal injury? A systematic review of measurement properties for the OPTIKNEE consensusBritish Journal of Sports Medicine 2022;56:1454-1464.

[24] Di Paolo, S.; Lopomo, N.F.; Della Villa, F.; Paolini, G.; Figari, G.; Bragonzoni, L.; Grassi, A.; Zaffagnini, S. Rehabilitation and Return to Sport Assessment after Anterior Cruciate Ligament Injury: Quantifying Joint Kinematics during Complex High-Speed Tasks through Wearable Sensors. Sensors 2021, 21, 2331. https://doi.org/10.3390/s21072331

[25] Calisti, M., Mohr, M., Riechelmann, F., Werner, I. and Federolf, P. (2025), Return-To-Sport Assessments After Anterior Cruciate Ligament Injury: Which Jump-Landing Test Is Sensitive to an ACL-Injury History Under Fatigued or NonFatigued Conditions?. Eur J Sport Sci, 25: e12317. https://doi.org/10.1002/ejsc.12317

[26] Prof.ssa Zimi Sawacha, Slide dal Corso Human Movement Bioengineering, A.A. 2023/2024

6 Appendice

Tabella ACL

Riferimento	Soggetti	Strumentazione	Task
Hewett et al. [2]	624 F	2 piattaforme di forza AMTI (1200 Hz) Motion Analysis, 10 telecamere Eagle (240 Hz), 55 marker.	*Drop Vertical Jump, crossover single-leg drop, single-leg drop*
Lopes et al. [3]	466	*Force plates* (vGRF), stereo 3D.	*Landing task*
Lima et al. [4]	976 F	*Force plates*, Stereo 3D, 2D video.	*Jump/landing, sidestep cutting.*
Dos'Santos et al. [5]	60	*Force plates* (AMTI o Kistler), stereofotogrammetria 3D (Vicon a 240 Hz)	*Cutting tasks* (30°–110°),*planned/unplanned*, con *run-up*
Donelon et al. [6]	≈1200	Force plates, 3D motion capture	*COD tasks, cutting*
Di Paolo et al. [7]	16	Vicon 3D (250 Hz), force plates (1000 Hz), video 2D (GoPro 240 fps)	COD 90°
Bates et al. [8]	19	cella di carico uniassiale (Interface 1720ACK-10kN) per impulso, cella 6 assi (Omega160 IP65/IP68 ATI) per carichi esterni	Atterraggio simulato da salto con flessione ginocchio 25°
Belkhelladi et al. [9]	2819	*Force plates, 3D motion capture, video analysis*	*Landing, hop, cutting*
Heder Ternell et al. [10]	36	Video broadcast multi-camera	Atterraggi, salti, cambi di direzione, corsa
Montgomery et al. [11]	36	Video OptaPro multi-angolo	Video analisi in gara (*sidestep, heel-strike*)
Schweizer et al. [12]	89 studi (screening tests)	*Force plates*, video 2D/3D, IMU	DVJ, *hop*, COD, screening qualitativi
Achenbach et al. [13]	37	Video TV/stadio multi-angolo	Video analisi in gara
Dos'Santos et al. [14]	45	2D video (100 Hz), pedane opzionali	CMAS cutting 30°–90°
Di Paolo et al. [15]	20	IMU Xsens (200 Hz), Vicon 3D (100 Hz), pedane (1000 Hz)	Field cutting + lab COD
Zheng et al. [16]	15	Vicon 3D, *force plates*, EMG	*Stop-jump* con/ senza fatica mentale
Spolaor et al. [17]	10	Equistasi®, Blue Insole (214 sensori resistivi 200 Hz), 4x GoPro Hero 7 e 3x GoPro Hero 3	*Sidestep cutting* 45°, *Romberg test*.
Benjaminse et al. [18]	90	2 Bertec *force plates* 1000Hz, Sistema Vicon 8 camere a 200 Hz, Basler camera	Sidestep cutting a 45° e atterraggio su *force plates*
Joreitz et al. [19]	5 post-ACLR	*Isokinetic dynamometer, hop tests, balance tests*	Ritorno a corsa, pliometria, COD

Ardern et al. [20]	5770 atleti (metanalisi)	-	RTS vari (sport post-ACLR)
Manojlovic et al. [21]	18 studi (calciatori post-ACLR)	-	Forza, hop test, isocinetici
Daggett et al. [22]	Modello teorico (review)	-	Criteri RTS (*strength, hop, ROM, pain, technique*)
Berg et al. [23]	61 studi (OPTIKNEE consensus)	*Force plates, hop tests, balance tests*	*Functional performance (hop, squat, Y-balance)*
Di Paolo et al. [24]	18 atleti post-ACLR	IMU (Xsens, 200 Hz), Vicon 3D*, force plates*	*Drop jump, sprint,* COD 90°
Calisti et al. [25]	27 atleti (con/senza infortunio)	*Force plates*, 3D *motion capture*	*Jump-landing* con/ senza fatica