

# Università degli Studi di Padova

CORSO DI LAUREA IN FISIOTERAPIA  
PRESIDENTE: *Ch.ma Prof.ssa Veronica Macchi*

## TESI DI LAUREA

DISFUNZIONI DI ANCA E GINOCCHIO IN PAZIENTI  
CON “INSTABILITÀ CRONICA DI CAVIGLIA”.  
INDAGINE BIBLIOGRAFICA

Hip and knee dysfunctions in  
patients with “chronic ankle instability”.  
A bibliographic investigation.

RELATORE: Prof. Granzotto Giorgio  
Correlatore: Dott. Defend Mattias

LAUREANDO: Lovisa Marco

Anno Accademico 2022/2023

## INDICE

Riassunto.....	I
Abstract.....	II
Introduzione.....	1
<b>CAPITOLO 1. FISIOPATOLOGIA DELLA DISTORSIONE A CARICO DELL'ARTICOLAZIONE TIBIO-TARSICA.....</b>	<b>2</b>
1.1 Cenni di anatomia dell'arto inferiore	
1.2 Fisiopatologia del trauma distorsivo di caviglia.....	5
1.3 Fisiopatologia dell'instabilità cronica di caviglia.....	6
1.4 Trattamento classico di C.A.I.....	8
<b>CAPITOLO 2. C.A.I. NELLE ATTIVITÀ FUNZIONALI.....</b>	<b>10</b>
2.1 C.A.I. nello sport	
2.2 L'attività di "landing"	
2.3 Connessioni tra anca - ginocchio - caviglia.....	12
2.4 C.A.I. e disfunzioni di anca e ginocchio	
<b>CAPITOLO 3. STRUMENTI DI VALUTAZIONE.....</b>	<b>15</b>
3.1 Dinamometro isocinetico	
3.2 Elettromiografo	
3.3 Motion-Analysis.....	16
<b>CAPITOLO 4. MATERIALI E METODI.....</b>	<b>17</b>
4.1 Formulazione del problema e ipotesi	
4.2 Obiettivo	
4.3 Outcome e relativa valutazione	
4.4 Metodo di ricerca.....	19
4.5 Assessment qualità / rischio di Bias.....	21
<b>CAPITOLO 5. RISULTATI.....</b>	<b>24</b>
5.1 Risultati per forza muscolare all'anca	
5.2 Risultati per forza muscolare al ginocchio.....	27
5.3 Risultati per alterazioni nelle attività di landing.....	29
5.4 Analisi del rischio di Bias.....	36
<b>CAPITOLO 6. DISCUSSIONE.....</b>	<b>38</b>
6.1 Forza muscolare all'anca in pazienti C.A.I.	
6.2 Forza muscolare al ginocchio in pazienti C.A.I.....	42
6.3 Alterazioni durante le attività di landing.....	43
6.4 Limiti dell'indagine bibliografica.....	47
<b>CONCLUSIONI.....</b>	<b>49</b>
<b>BIBLIOGRAFIA.....</b>	<b>51</b>

## LEGENDA IMMAGINI E TABELLE

Fig 1. Anatomia dell'anca

Fig 2. Anatomia del ginocchio

Fig 3. Anatomia della caviglia

Fig 4. Gesto di "Forward Jump-Landing"

Fig 5. Macchinario isocinetico

Fig 6. Motion Analysis e EMG durante un "Lateral Jump-Landing"

Fig 7. PRISMA flow-chart della ricerca degli articoli riguardanti la forza muscolare all'anca

Fig 8. PRISMA flow-chart della ricerca degli articoli riguardanti la forza muscolare al ginocchio

Fig 9. PRISMA flow-chart della ricerca degli articoli riguardanti alterazioni nelle attività di landing

Fig 10. Confronto tra isometriche di estensione d'anca

Fig 11. Confronto tra isometriche di abduzione d'anca

Fig 12. Confronto tra isometriche di rotazione esterna d'anca

Fig 13. Confronto tra isometriche di estensione di ginocchio

Tab 1. Criteri di inclusione/esclusione per "forza muscolare all'anca"

Tab 2. Criteri di inclusione/esclusione per "forza muscolare al ginocchio"

Tab 3. Criteri di inclusione/esclusione per "attività di landing"

Tab 4. Adattamento della scala modificata di Downs & Black "Quality Index Checklist"

Tab 5. Caratteristiche generali pop. per "forza muscolare all'anca"

Tab 6. Direzioni di forza per "forza muscolare all'anca"

Tab 7. Metodo di misura per "forza muscolare all'anca"

Tab 8. Misurazioni isocinetiche per "forza muscolare all'anca"

Tab 9. Caratteristiche generali pop. per "forza muscolare al ginocchio"

Tab 10. Direzioni di forza per "forza muscolare al ginocchio"

Tab 11. Metodo di misura per "forza muscolare al ginocchio"

Tab 12. Misurazioni isocinetiche per "forza muscolare al ginocchio"

Tab 13. Caratteristiche generali pop. per "attività di landing"

Tab 14. Tipologia di outcome considerato dagli articoli per "attività di landing"

Tab 15. Piani dello spazio considerati per "cinematica articolare"

Tab 16. Muscoli considerati dall'analisi elettromiografica

Tab 17. Risultati di ogni articolo riguardo "attività di landing" suddivisi tra i 4 tipi di gesto

Tab 18. Riassunto dei Bias degli articoli ottenuti

Tab 19. Suddivisione degli articoli per "grado di qualità"

## RIASSUNTO

**Introduzione:** l'instabilità cronica di caviglia (C.A.I.) ha un notevole impatto negativo sulle performance sportive degli atleti, oltre a debilitare una buona parte della popolazione nella loro quotidianità. Ciò che contraddistingue la patologia è una prognosi spesso non positiva, con un'alta frequenza di esiti insoddisfacenti. Risulta infatti una patologia multifattoriale dovuta a un insieme di deficit sensorio-percettivi, motorio-comportamentali, impairment pato-meccanici. La maggior parte degli studi pone l'attenzione solo sulla caviglia lesa, trascurando le articolazioni prossimali.

**Obiettivo:** analizzare a livello di "anca" e "ginocchio" la forza muscolare, misurata tramite macchinario isocinetico, le attivazioni muscolari e la cinematica articolare nelle attività di landing nei pazienti C.A.I confrontandoli con un campione "sano" e, se presenti, "coper", in modo da individuare se, e con che frequenza si presentino eventuali elementi disfunzionali a livello delle articolazioni precedentemente citate.

**Materiali e metodi:** sono state eseguite tre diverse ricerche in letteratura sulle banche dati PubMed, Cochrane, PEDro, per ottenere articoli che hanno valutato forza, attivazioni muscolari e cinematica articolare. In seguito si è provveduto ad analizzare la qualità degli articoli e a confrontare i risultati ottenuti, valutando singolarmente la forza al distretto "anca", la forza al distretto "ginocchio" e le attivazioni muscolari assieme alla cinematica articolare, suddividendo gli articoli inerenti le attività di "landing" in 4 gruppi in base al tipo di gesto sportivo considerato.

**Risultati:** 8 articoli sono stati utilizzati per l'analisi della forza muscolare da cui si evince la presenza di deficit di forza muscolare nei pazienti "C.A.I" rispetto alla popolazione "Coper" e sana, in particolare al distretto "anca", 13 articoli sono stati utilizzati per l'analisi delle attività di "landing" da cui si evince la presenza di disfunzioni a livello dei distretti "anca" e "ginocchio", come ad esempio deficit di attivazione del medio gluteo, ridotta abduzione d'anca, maggior valgismo a livello del ginocchio nella fase di atterraggio.

**Conclusioni:** nei pazienti "C.A.I." rispetto alla popolazione "Coper" e sana sono effettivamente presenti degli elementi disfunzionali relativamente costanti a carico di anca e ginocchio sia in termini di forza muscolare che di controllo neuro-muscolare durante gesti dinamici. Si ipotizza che la risoluzione di tali deficit durante il trattamento di C.A.I. possa essere uno degli elementi distintivi che contraddistingue l'esito positivo nei pazienti "Coper".

## **ABSTRACT**

**Introduction:** chronic ankle instability has a significant negative impact on the sport performance of athletes, as well as debilitating a good part of the population in their daily lives. What distinguishes the pathology is an often negative prognosis, with a high frequency of unsatisfactory outcomes. As a matter of fact, it is a multifactorial pathology due to a set of sensorial-perceptive, motor-behavioral deficits, and patho-mechanical impairments. Most studies focus exclusively on the injured ankle, neglecting the proximal joints.

**Objective:** analyze at the “hip” and “knee” level the muscular strength, measured by isokinetic machinery, the muscular activations and the joint kinematics in landing activities in C.A.I. patients by comparing them with a “healthy” and, if present, “coper” population, in order to identify whether, and how often any dysfunctional elements occur at the level of the previously mentioned joints

**Materials and methods:** three different literature searches were performed on PubMed, Cochrane and PEDro databases to obtain articles that evaluated strength, muscle activations and joint kinematics. Subsequently, the quality of the articles was analyzed and the results obtained were compared individually, evaluating the strength in the "hip" district, the strength in the "knee" district and the muscle activations together with the joint kinematics, subdividing the articles relating to the activities of “landing” into 4 groups based on the type of sport activity considered.

**Results:** 8 articles were used for the analysis of muscular strength which shows the presence of muscular strength deficits in "C.A.I" patients compared to the "Coper" and healthy population, in particular in the "hip" district, 13 articles were used for the analysis of "landing" activities which shows the presence of dysfunctions at the level of the "hip" and "knee" districts, such as a deficit in activation of the gluteus medius, reduced hip abduction, greater genu valgus during landing.

**Conclusions:** in “C.A.I.” patients compared to the "Coper" and healthy population, relatively constant dysfunctional elements are actually present in the hip and knee both in terms of muscular strength and neuro-muscular control during dynamic gestures. It is hypothesized that the resolution of these deficits during the treatment of C.A.I. could be one of the distinctive elements that distinguishes the positive outcome in “Coper” patients.

## INTRODUZIONE

L'instabilità cronica caviglia (C.A.I.) è una patologia che influenza altamente la performance sportiva degli atleti [9,15] e la quotidianità delle persone che ne sono affette [14], si presenta frequentemente dopo un trauma distorsivo di caviglia, in particolare se di grave entità [9]. Spesso nella riabilitazione di un trauma distorsivo di caviglia si tende a concludere il trattamento troppo precocemente oppure a focalizzarsi eccessivamente sul distretto "caviglia". Di conseguenza, possibili alterazioni/disfunzioni più prossimali a livello di ginocchio ed anca possono essere trascurate e successivamente potrebbero contribuire, tramite l'assunzione di pattern di movimento non adeguati, allo sviluppo di C.A.I. [4].

Per di più molti autori, confrontando gruppi di pazienti "C.A.I" con gruppi "Sani" e "Coper", evidenziano svariate disfunzioni a carico di questi distretti più prossimali, come deficit di forza muscolare (ad esempio secondo *De Ridder et al.* [26] agli estensori d'anca) o attivazioni muscolari alterate durante l'esecuzione di gesti funzionali [27]. Purtroppo alcuni risultati sono in contrasto tra loro, evidenziando a volte dati effettivamente opposti [32, 33].

Per questo l'obiettivo di questa indagine è fare il punto della situazione della letteratura disponibile in merito ai distretti "anca" e "ginocchio" nei pazienti "C.A.I", in modo da poter identificare quali, e con quale frequenza, possibili componenti disfunzionali siano presenti ai distretti "anca" e "ginocchio".

Per fare ciò, ci si è concentrati nell'indagare la forza muscolare e l'analisi di un gesto sportivo, in particolare il "jump landing", in quanto, viste le esigenze funzionali di tale gesto, risulta essere elemento interessante per la patologia in questione. Ne saranno considerate le relative attivazioni muscolari e cinematica articolare ai distretti "anca" e "ginocchio".

Dunque, l'analisi sarà svolta tenendo conto di tre diversi "outcome":

1. forza muscolare misurata tramite macchinario isocinetico della muscolatura di anca e ginocchio
2. attivazioni muscolari della muscolatura di anca e ginocchio durante l'esecuzione del gesto di "landing"
3. cinematica articolare dei distretti "anca" e "ginocchio" durante l'esecuzione del gesto di "landing"

# CAPITOLO 1: FISIOPATOLOGIA DELLA DISTORSIONE A CARICO DELL'ARTICOLAZIONE TIBIO-TARSICA

## 1.1 Cenni di anatomia dell'arto inferiore

Durante le attività funzionali come il cammino e la corsa, l'intero complesso dell'arto inferiore deve essere in grado di adattarsi al terreno e di distribuire correttamente le forze che assorbe e produce. Questo è possibile grazie ad un adeguato controllo neuro-motorio e alla cooperazione tra numerose articolazioni quali l'articolazione coxo-femorale, femoro-tibiale, femoro-rotulea, tibio-peroneale prossimale e distale, tibio-tarsica, sub-talare e tarsale trasversa, oltre alle varie articolazioni tra le ossa del tarso e metatarso che permettono molteplici adattamenti, seppur a volte minimi [1]. Di seguito sono rapidamente descritte le caratteristiche delle articolazioni dell'arto inferiore responsabili dei maggior gradi di movimento:

### *Articolazione coxo-femorale*

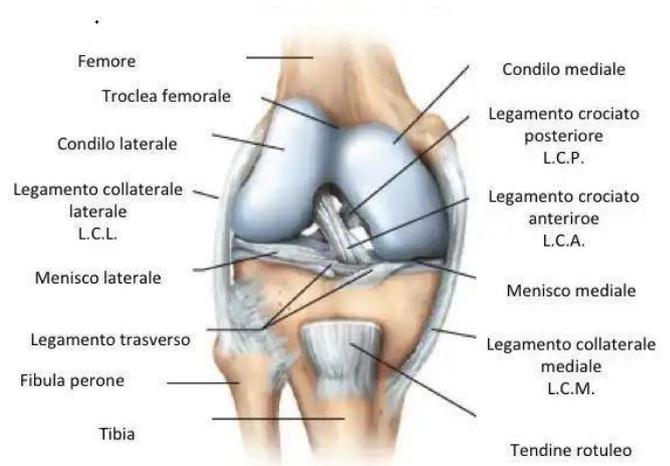
L'articolazione coxo-femorale è un'artrosi composta dal rapporto tra la testa femorale e l'acetabolo, quest'ultimo originante dalla fusione ossea di ileo, ischio e pube. Permette i movimenti di flessione-estensione, abduzione-adduzione, rotazione esterna-rotazione interna. È supportata da un labbro fibro-cartilagineo che rinforza la circonferenza dell'acetabolo e da vari legamenti quali: legamento rotondo, ileo-femorale, pubo-femorale ed ischio-femorale. Su di essa agiscono vari gruppi muscolari: i flessori d'anca (ileopsoas, retto femorale, sartorio), estensori (grande gluteo ed ischiocrurali), abductori (piccolo e medio gluteo, tensore della fascia lata), adduttori (grande adduttore, adduttore lungo e breve, gracile, pettineo), rotatori esterni (quadrato del femore, otturatori interno ed esterno, gemelli superiore ed inferiore, piriforme) e rotatori interni (tensore della fascia lata, gluteo medio, piccolo gluteo) [1].



Fig 1. Anatomia dell'anca [37]

### *Articolazione femoro-tibiale*

Si tratta di un ginglymo angolare, composto dai due condili femorali ed il piatto tibiale, con interposti i due menischi mediale e laterale. Principalmente permette i movimenti di flessione ed estensione. La capsula interna che avvolge l'articolazione ingloba al suo interno anche l'articolazione femoro-rotulea, quest'ultima responsabile di un trasferimento efficace delle forze prodotte dal muscolo quadricipite femorale. La capsula è composta e rinforzata da vari legamenti quali il legamento rotuleo, la bandelletta ileo-tibiale, i legamenti collaterali mediale e laterale, i retinacoli rotulei mediale e laterale, i legamenti crociati anteriore e posteriore. I muscoli che lavorano sull'asse di flesso-estensione sono gli ischiocrurali (bicipite femorale, semimembranoso e semitendinoso) che, durante una contrazione concentrica, aumentano l'angolo di flessione e il quadricipite femorale (composto da retto femorale, vasto mediale, laterale ed intermedio) che durante una contrazione concentrica aumenta l'angolo di estensione del ginocchio [1].



*Fig 2. Anatomia del ginocchio [37]*

### *Articolazione tibio-peroneale distale*

Collocata tra le superfici mediali dei terzi distali di tibia e perone, si presenta come una sindesmosi, fortemente legata dalla membrana interossea che intercorre lungo i margini interni di tibia e perone, infatti gli unici movimenti concessi sono dei minimi scivolamenti tra le superfici articolari. Ad essa sono associati i legamenti tibioperoneali distali anteriore e posteriore, che ulteriormente stabilizzano i due malleoli [1].

### *Articolazione tibio-tarsica*

L'articolazione tibio-tarsica, un ginglymo angolare, rappresenta la connessione tra tibia, perone ed astragalo. L'astragalo si articola superiormente e medialmente con la tibia, lateralmente con il perone. Permette i movimenti di flessione plantare e flessione dorsale, grazie al gruppo muscolare dei plantiflessori composto dal tricipite della sura (gastrocnemi mediale laterale e soleo) e dai dorsiflessori (tibiale anteriore, estensore lungo dell'alluce e delle dita).

La distanza tra i malleoli tibiale e peroneale è maggiore anteriormente che posteriormente, formando il cosiddetto “mortaio tibio-peroneale” che fornisce un vincolo posteriore all’astragalo durante i movimenti di flessione plantare e dorsale. [1]

L’articolazione presenta numerosi legamenti, suddivisibili in tre gruppi:

- il complesso ligamentoso laterale: legamento peroneo-astragalico anteriore, calcaneo-peroneale, peroneo-astragalico posteriore;
- il legamento deltoideo divisibile in fasci superficiali e profondi;
- i legamenti della sindesmosi tibio-peroneale: legamento tibio-peroneale anteriore e posteriore, legamento interosseo [2].

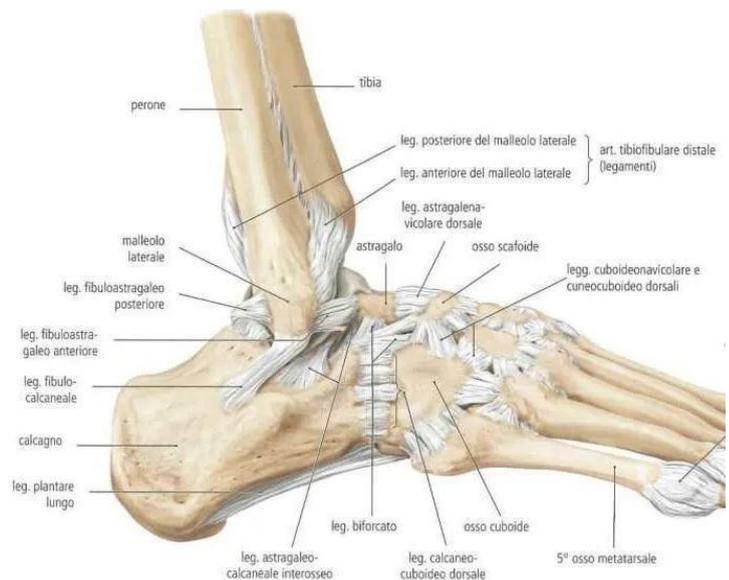


Fig 3. Anatomia della caviglia [37]

#### *Articolazione sub-talare*

Rappresenta il rapporto tra la superficie superiore calcaneare e la faccetta postero-inferiore dell’astragalo. Permette movimenti di pronazione (grazie ai muscoli peronei) e supinazione (tramite l’azione dei muscoli tibiali) tra astragalo e calcagno. In particolare, durante il cammino, nei cambi di direzione, nel mantenimento dell’equilibrio statico, al contatto con il terreno, permette al piede di adattarsi alle superfici.

Sono presenti tre principali legamenti:

- legamento calcaneo-peroneale;
- fibre tibio-calcaneari del legamento deltoideo;
- legamento interosseo [1].

#### *Articolazione tarsale trasversa*

Chiamata anche articolazione di Chopart, è in realtà composta da due separate articolazioni: l’articolazione astragalo-navicolare (enartrosi) e calcaneo-cuboidea (a sella). Da una visione trasversale, le due articolazioni si sviluppano in una forma ad S. Nel suo complesso, l’articolazione permette al piede i movimenti di inversione-eversione ed

adduzione-abduzione. Assieme all'articolazione sub-talare, coopera per l'adattamento della pianta del piede alle superfici.

I principali legamenti di supporto sono:

- legamento plantare calcaneo-navicolare;
- legamento biforcuto;
- legamento dorsale astragalo-navicolare [1].

## **1.2 Fisiopatologia del trauma distorsivo di caviglia**

Tra le varie patologie che coinvolgono l'arto inferiore, ed in particolare la caviglia, la più frequente è il trauma distorsivo di caviglia [3].

Il trauma distorsivo di caviglia indica un movimento articolare temporaneamente forzato al di fuori del range articolare considerato normale, con stiramento o lesione più o meno grave dei relativi legamenti.

Riguardo alla gravità del trauma, legato in particolare al numero di fibre ligamentose compromesse, le distorsioni si dividono in tre tipologie:

- Distorsioni di 1° grado in cui non vi sono lesioni di alcuna fibra;
- Distorsioni di 2° grado in cui diverse fibre vengono lesionate;
- Distorsioni di 3° grado in cui vi è una rottura totale delle fibre del legamento.

Diversamente, in base al meccanismo traumatico, i traumi distorsivi vengono suddivisi in tre diverse tipologie:

- trauma distorsivo laterale;
- trauma distorsivo mediale;
- trauma distorsivo sindesmotico.

Il più frequente è il trauma distorsivo laterale di caviglia (85% dei casi), detto anche "lateral ankle sprain" (LAS) [4]. Il meccanismo traumatico consiste in una rapida ed imprevista inversione e rotazione interna del complesso gamba-piede, che determina una lesione o stiramento dei legamenti del compartimento laterale, in particolare il legamento peroneo astragalico anteriore. Esso rappresenta la tipologia di trauma più frequente nella popolazione fisicamente attiva, secondo *Hootman et al.* analizzando dati da 16 college americani, costituendo il 15% dei traumi sportivi, con un'incidenza di 0.83 ogni 1000 esposizioni

atletiche [5]. Solitamente un atleta che subisce una distorsione di caviglia, intraprende un iter che consiste in uno screening da parte del team riabilitativo per escludere eventuali fratture, ricorrendo in determinati casi all'utilizzo di imaging tramite RX, susseguendosi con una presa in carico riabilitativa [6]. Inoltre la patologia ha un ingente impatto economico, infatti nel Regno Unito si presentano 5600 casi al giorno, pari a 1,5 milioni all'anno con costi medi per il singolo caso che vanno dai £43 a £156. [4]. Negli Stati Uniti, nei dipartimenti di pronto soccorso ospedalieri, per ogni singolo caso sono spesi mediamente \$1029.[7].

Meno comuni sono il trauma distorsivo mediale (meccanismo di forzata pronazione ed eversione con conseguente stiramento o lesione del legamento deltoideo) e il trauma distorsivo sindesmotic, (estrema rotazione esterna e dorsiflessione dell'astragalo, che determina uno stiramento o lesione dei legamenti tibio-peroneali inferiori e la membrana interossea), quest'ultimo frequentemente associato a fratture malleolari e con dei tempi di recupero mediamente doppi rispetto agli altri tipi di trauma distorsivo [4,8].

### **1.3 Fisiopatologia dell'instabilità cronica di caviglia**

La prognosi a lungo termine di un trauma distorsivo di caviglia non è del tutto positiva, ne consegue un'alta percentuale di pazienti (fino al 70%) che a distanza di un anno riferisce sintomi residui persistenti, che contribuiscono allo sviluppo di quella che viene definita "instabilità cronica di caviglia" [9].

L'instabilità cronica di caviglia, detta "chronic ankle instability" (C.A.I.), è definita dall'*International Ankle Consortium* come "la patologia residua da un grave trauma distorsivo alla caviglia, per la quale la persona percepisce una instabilità a livello della caviglia e/o subisce recidive ricorrenti alla caviglia offesa e/o percepisce una sensazione di "giving way" ovvero un cedimento alla caviglia durante attività di vario tipo, almeno 2 volte negli ultimi 6 mesi" [10].

*Gribble et al.* [4] ipotizzano tre diversi motivi per cui una persona che ha subito un trauma distorsivo piuttosto che recuperare e tornare allo stato pre-lesionale, svilupperebbe un'instabilità cronica di caviglia:

1. La prima ipotesi consiste in una sottovalutazione da parte del paziente del trauma distorsivo, preferendo aspettare "che passi da solo" piuttosto che richiedere assistenza sanitaria ed una riabilitazione mirata;

2. Una seconda ipotesi è che il trattamento standard sia troppo incentrato a controllare l'infiammazione acuta e la limitazione del ROM e che una volta risolti il paziente concluda la riabilitazione troppo precocemente;
3. La terza ipotesi è che in seguito al trauma si presentino dei deficit senso-motori e neuro-muscolari che se non risolti, facciano adottare al paziente dei pattern di movimento alterati, da cui deriverebbe la cronicità della patologia;
4. Una quarta ipotesi è che la cronicità sia legata a dei fattori genetici che condizionano le proprietà dei tessuti, rendendo una determinata popolazione maggiormente predisposta a sviluppare la patologia. [4]

Per descrivere la patologia più nel dettaglio, *Hertel et al.* hanno ideato un modello composto da 8 principali componenti:

1. Danno tissutale primario: legato allo stiramento o lesione del complesso ligamentoso e tendineo e successivamente all'insorgenza di edema ed infiammazione.
2. Impairment pato-meccanici: dovuti ad una lassità patologica residua delle articolazioni, restrizioni artrocinematiche del glide antero-posteriore di astragalo su tibia e del malleolo peroneale sull'astragalo, restrizioni osteocinematiche al ROM della dorsiflessione, adattamenti tissutali quali ispessimento del legamento peroneo-astragalico anteriore, alterazioni osteocondrali della superficie dell'astragalo ed alterazioni del volume della muscolatura intrinseca ed estrinseca del piede.
3. Impairment senso-percettivi: deficit sia attivi che passivi del senso di posizione articolare ("joint-position sense"), alterazione della sensibilità cutanea, alterazioni del controllo posturale; dolore persistente; instabilità percepita a livello articolare; funzionalità ridotta riguardo ad ADL, attività sportiva, umore e vita sociale [11].
4. Impairment motorio-comportamentali: alterazioni dei tempi di contrazione muscolare alla caviglia, in particolare secondo *Hoch & McKeon* ai peronei breve e lungo; inibizione neuromuscolare e debolezza alla muscolatura della caviglia, oltre a deficit alla muscolatura di anca e ginocchio; diminuzione delle capacità di balance; pattern di movimento alterati nelle attività di cammino, corsa, atterraggio, cambi di direzione; ridotta attività fisica in generale [12].
5. Fattori personali che contribuiscono, come descritto dal modello "*International Classification of Functioning, Disability and Health*", al modo con cui i pazienti individualmente reagiscono alla patologia.

6. Fattori ambientali come aspettative sociali, lavorative, dell'ambiente familiare, la possibilità di accesso al sistema sanitario ed il tipo e qualità di riabilitazione ricevuta.
7. L'interazione reciproca tra le componenti sopra descritte determina un'ampia varietà di presentazione del quadro clinico.
8. Vengono definiti un ampio raggio di esiti all'interno del quale è possibile collocare i pazienti in base all'outcome raggiunto. Ad un estremo positivo sono definiti i "copers" ovvero gli individui che successivamente al trauma non hanno subito entro almeno 12 mesi recidive, non riportano persistenza di sintomi o deficit se non minimi e percepiscono un pieno recupero. All'altro estremo negativo sono designati i pazienti C.A.I., i quali, passati almeno 12 mesi dalla distorsione iniziale, presentano una predisposizione ad ulteriori distorsioni di caviglia e soffrono di frequenti episodi di distorsione oppure di "giving way" e sintomi persistenti quali dolore, gonfiore, riduzione del ROM, debolezza e riduzione auto-riportata delle funzioni e autonomia [11].

#### **1.4 Trattamento classico di C.A.I.**

Quando una persona soggetta a C.A.I. decide di intraprendere un percorso riabilitativo vi sono, come per un'ampia porzione delle patologie neuro-muscolo-scheletriche, due principali opzioni di trattamento: il trattamento chirurgico oppure il trattamento conservativo.

Generalmente il trattamento chirurgico viene scelto in seguito al fallimento di un iniziale trattamento conservativo, nella maggioranza dei casi sempre consigliato in prima battuta. Il trattamento chirurgico può prevedere la ricostruzione dei legamenti della caviglia (come la procedura di Brostrom modificata oppure la procedura di Chrisman-Snook), oppure, modalità da preferire quando è presente una lesione del tendine del peroneo breve, la tenodesi del tendine del peroneo breve sul tendine del peroneo lungo. Quest'ultima presenta tuttavia un maggior rischio di lesioni nervose artrogeniche rispetto alla ricostruzione legamentosa [22].

Il trattamento conservativo classico si articola in esercizio terapeutico, terapia manuale ed utilizzo di supporti esterni quali ortesi, taping, plantari. Il trattamento è sempre sviluppato a misura del paziente relativamente al suo specifico quadro clinico. Infatti secondo il modello proposto da *Hertel et al.* si possono riscontrare un ampio numero di deficit, non necessariamente presenti tutti o con la medesima gravità. In ogni caso, in letteratura si evince

che l'esercizio in sé riduce significativamente il rischio di recidive, in particolare se ad alte dosi (>900 min di esercizio terapeutico), mentre la terapia manuale sembrerebbe essere efficace nel ridurre i sintomi dolore e gonfiore solamente nel breve termine. Infine viene consigliato l'utilizzo di supporti esterni (taping, plantari, bendaggi) per gli atleti nelle attività ad alto rischio, soprattutto quando è ancora presente kinesiophobia [23].

Purtroppo i principali problemi del trattamento conservativo sono, come citato in precedenza, una tendenza a concludere il trattamento una volta risolti solamente la componente sintomatica di dolore ed edema, oppure un'attenzione focalizzata limitata al distretto della caviglia, potenzialmente trascurando i distretti di anca e ginocchio.

## CAPITOLO 2 C.A.I. NELLE ATTIVITÀ FUNZIONALI

### 2.1 C.A.I. nello sport

Una caviglia cronicamente instabile non è in grado di gestire efficacemente i carichi prodotti durante l'attività sportiva ad alta intensità, questi carichi di conseguenza vengono redistribuiti alle articolazioni più prossimali, portando a dei necessari adattamenti che hanno il potenziale di sviluppare delle alterazioni nel pattern di movimento globale non solo a livello della caviglia ma anche a livello dei distretti di anca e ginocchio [13]. Queste alterazioni si presentano sia nell'esecuzione dei gesti sportivi ma anche in attività della vita quotidiana, come il cammino, ad esempio *Yu et al.* individuano in pazienti C.A.I. un incremento del momento angolare di plantiflessione, dominanza degli estensori di ginocchio al contatto con il terreno, ridotta attivazione di gluteo medio ed un maggior rischio di instabilità antero-posteriore rispetto ai "coper" [14].

Una delle aree in cui l'instabilità cronica di caviglia ha un grande impatto è per l'appunto l'area dello sport, in quanto rappresenta una delle patologie croniche con la più alta probabilità di debilitare la performance di un atleta (il 45% dei calciatori che hanno subito almeno una volta una distorsione di caviglia ne soffre, il 28-30% nel basket) [15].

Gli sport in-door, come basket, pallavolo, hockey, sono la categoria di attività con la più alta prevalenza di distorsione di caviglia, pari a 7 distorsioni ogni 1000 esposizioni atletiche [9]. Questa elevata prevalenza è legata all'alto numero di esecuzioni di gesti ad alto rischio quali le attività di "side-cutting" (cambi di direzione) e di "landing" (atterraggio).

L'attività di "side-cutting" consiste in un cambio di direzione durante una corsa rettilinea, nella direzione opposta rispetto all'arto inferiore in carico di circa 60° rispetto al piano sagittale [16].

### 2.2 L'attività di "landing"

L'attività di "landing" invece prevede varie tipologie: "drop-landing" in cui il soggetto deve saltare da un piano rialzato ed atterrare su un altro piano posto inferiormente, "jump-landing", in cui si esegue un salto che può essere verticale, frontale (come illustrato nella figura sottostante) o laterale, seguiti da un atterraggio con entrambi i piedi oppure su un arto solo [17].



*Fig 4. Gesto di “Forward Jump-Landing” [39]*

All’inizio dell'attività di “landing”, prima del distacco da terra, per sfruttare un effetto “molla”, viene impressa una spinta sul terreno, tramite un’attivazione muscolare prossimo-distale, a partire dalla muscolatura estensoria dell’anca (gluteo medio ed ischiocrurali) e a seguire estensori di ginocchio ed infine plantiflessori di caviglia (soleo e successivamente gastrocnemi). Una simile pre-attivazione si produce nella fase di atterraggio, per smorzare l’impatto delle forze di reazione del terreno sulle articolazioni [18]. Da un punto di vista riabilitativo, l’elemento più interessante all’interno del gesto è l’atterraggio, in quanto momento di maggiore stress sulle articolazioni, coadiuvate dal lavoro eccentrico dei plantiflessori ed estensori di ginocchio. *Hovey et al.* hanno analizzato la cinematica dei vari distretti dell’arto inferiore rilevando al contatto con il terreno: sul piano sagittale  $26.8 \pm 5.2$  gradi di dorsiflessione,  $14.2 \pm 6.2$  gradi di flessione d’anca,  $11.6 \pm 3.5$  gradi di flessione di ginocchio, sul piano frontale  $9.3 \pm 5$  gradi di adduzione d’anca, sul piano trasverso  $12.9 \pm 7.1$  gradi di rotazione interna d’anca. A seguito dell’atterraggio si avrà un aumento degli angoli articolari per attenuare l’impatto con il terreno, sempre dallo studio precedente si evince un picco di: sul piano sagittale  $26 \pm 4.7$  gradi di dorsiflessione,  $36.6 \pm 17.6$  gradi di flessione d’anca,  $59 \pm 12.2$  gradi di flessione di ginocchio, sul piano frontale  $10.4 \pm 4.8$  gradi di adduzione d’anca, sul piano trasverso  $15.5 \pm 6.2$  gradi di rotazione d’interna d’anca. [19]

Durante l’atterraggio monopodalico la caviglia effettua movimenti di pronazione e supinazione per assistere il corpo nel mantenere l’equilibrio [20], elemento che in pazienti con C.A.I., per motivi di deficit sensorio-motori o di lassità patologica, potrebbe risultare disfunzionale. Inoltre, vi sono delle differenze di genere nell’esecuzione del gesto, infatti nei soggetti femminili è stato misurato al contatto iniziale con il terreno un maggior aumento dell’angolo di flessione d’anca ed una riduzione dell’angolo di flessione del ginocchio, una riduzione del momento flessorio a livello del ginocchio prima e dopo il contatto col terreno,

evidenziando una componente maggiore di “strategia d’anca”, rispetto ad una più importante “strategia di ginocchio” nei soggetti maschili. [21]

### **2.3 Connessioni tra anca - ginocchio - caviglia**

L'importanza di una corretta collaborazione tra i distretti “anca”, “ginocchio” e “caviglia” nasce anche da motivi fisiologici, infatti non soltanto il movimento dei vari segmenti ossei è gestito da muscoli poliarticolari, come il bicipite femorale, i gastrocnemi mediale e laterale, retto femorale, sartorio, ma i vari muscoli e le relative strutture tendinee sono collocate in contiguità tra loro, tanto che *Myers et al.* ipotizzano l'esistenza dei cosiddetti “treni anatomici”, ovvero delle catene muscolari che, attraversando l'intero corpo, si attivano in base alle richieste funzionali. Gli autori giustificano l'esistenza di queste catene tramite la presenza di giunzioni fasciali tra i vari gruppi muscolari, ad esempio l'inserzione del tibiale anteriore sul rispettivo tubercolo e sulla fascia crurale, sarebbe in continuità con l'aspetto laterale del legamento rotuleo e di conseguenza in collegamento con il complesso del quadricipite femorale, un ragionamento simile viene fatto per i muscoli peronei, che inserendosi sulla testa fibulare, sono in connessione fasciale con il bicipite femorale (anch'esso si inserisce sulla testa fibulare) e tramite il legamento anteriore della testa fibulare, al tratto ileo-tibiale della fascia lata [38]. Inoltre la muscolatura e sensibilità dell'arto inferiore sono interamente gestite dalle radici nervose L1, L2, L3, L4, L5, S1, S2, S3 del plesso lombosacrale, generalmente suddiviso per ragioni descrittive in plesso lombare, sacrale, pudendo e coccigeo [1].

### **2.4 C.A.I. e disfunzioni di anca e ginocchio**

Nei pazienti C.A.I. sono ben note le disfunzioni a carico del distretto “caviglia”, tra le quali si elencano ad esempio alterazioni della meccanica e della forza muscolare sul piano frontale, come deficit di forza muscolare eccentrica in inversione ed eversione [24]. Purtroppo la maggior parte della letteratura si sofferma ad analizzare il complesso caviglia-piede e di conseguenza le informazioni disponibili riguardanti i distretti “ginocchio” ed “anca” sono più scarse.

Alcuni studi hanno osservato che esiste una relazione tra disfunzioni prossimali, in particolare al distretto lombo-pelvico, e patologie all'estremità dell'arto inferiore come sindrome da stress tibiale mediale, dolore patello-femorale, lesione del legamento crociato

anteriore [25], basandosi su teorie di catena cinetica, secondo le quali una mutua interazione tra i segmenti prossimali e distali è necessaria e desiderabile durante le attività funzionali, onde evitare l'insorgere di patologie. *De Ridder et al.* ipotizzano un ragionamento analogo anche per la patologia di instabilità cronica di caviglia, ma ad oggi, non ci sono ancora dei consensi solidi tra gli esperti riguardo a che disfunzioni prossimali siano rilevanti per la patologia C.A.I. [26].

*Feger et al.* ipotizzano una compromissione nei pazienti C.A.I. a livello del controllo motorio feedforward, che fisiologicamente viene attivato per prevenire infortuni, ad esempio tramite la pre-attivazione muscolare durante la fase di swing nel cammino o nell'atterraggio da un salto [27].

Vari studi, per quantificare la stabilità dinamica, hanno utilizzato come riferimento il "tempo per stabilizzarsi" (time to stabilization, TTS), definito come il lasso di tempo che impiega la persona per stabilizzare le forze di reazione al terreno durante un "jump landing". Si è notato che nei pazienti C.A.I. questo tempo risulta maggiore, evidenziando quindi una ridotta stabilità dinamica. [28].

*Delahunt et al* hanno rilevato nei pazienti C.A.I. dei picchi maggiori delle forze di reazione al terreno in seguito ad un atterraggio, quindi un minor effetto "ammortizzante" della muscolatura (plantiflessori ed estensori di anca e ginocchio) che dovrebbe attenuare l'impatto. Ciò si potrebbe tradurre in un incremento del rischio di distorsione, oltre a poter portare ad un'usura precoce dell'articolazione [29].

Rispetto al distretto "anca", *De Ridder et al.*, analizzando un gruppo di 133 calciatori nel corso di tre stagioni sportive, hanno individuato un deficit di forza alla muscolatura estensoria d'anca come fattore di rischio indipendente per la distorsione laterale di caviglia [26].

Inoltre, come analizzato da *Lee et al.*, nel landing monopodalico, una muscolatura postero-laterale dell'anca debole aumenta il dislocamento medio-laterale del centro di pressione nella fase di decelerazione, possibilmente facilitando il meccanismo di distorsione laterale [30]. Durante l'atterraggio, si evidenzia nei pazienti C.A.I., una maggiore escursione a livello della flessione d'anca rispetto ai pazienti sani, facendo ipotizzare che l'aumento della flessione possa essere una strategia compensatoria per stabilizzare i segmenti corporei [23].

Per quanto riguarda il ginocchio, *Gribble & Robinson* hanno rilevato nei pazienti C.A.I. un'alterata cinematica ed un aumento del tempo necessario al recupero di una posizione stabile in seguito ad un gesto funzionale, indice di una ridotta stabilità dinamica, oltre ad una ridotta forza del quadricipite femorale [31]. *Moisan et al.*, analizzando le attivazioni muscolari tramite elettromiografia (EMG), evidenziano invece un incremento dell'attivazione del muscolo bicipite femorale, durante la fase di preattivazione e di atterraggio del "jump landing", mentre durante l'attività di "drop landing" ne evidenziano una ridotta attività rispetto al gruppo dei sani [32]; al contrario *Lin et al.*, misurando anch'essi tramite EMG l'attività del bicipite femorale durante l'attività di landing, non hanno evidenziato alterazioni dell'attività muscolare [33].

In conclusione, si può notare che la maggior parte degli autori conferma la presenza di disfunzioni a carico dei distretti "anca" e "ginocchio" in pazienti C.A.I., seppure vi sia del disaccordo riguardo al tipo di disfunzione prossimale, in alcuni casi rimarcando addirittura dei risultati opposti.

## CAPITOLO 3: STRUMENTI DI VALUTAZIONE

Per l'analisi delle disfunzioni dei distretti "anca" e "ginocchio" generalmente si misura la forza muscolare isometrica tramite dinamometro isocinetico, le attivazioni muscolari tramite elettromiografo, la cinematica articolare tramite motion-analysis.

### 3.1 Dinamometro isocinetico

Il dinamometro isocinetico è uno strumento con molteplici funzioni. Viene utilizzato per misurare il momento torcente della muscolatura di una singola articolazione sotto condizioni isometriche (ad una posizione angolare fissa), isotoniche (ad una costante forza o momento) o isocinetiche (ad una costante velocità angolare). Ulteriormente, le condizioni di valutazione si categorizzano in concentriche (quando i muscoli che attraversano l'articolazione si accorciano) oppure eccentriche (quando, invece, i muscoli si allungano) [34]. Nell'ambito della riabilitazione, un dinamometro isocinetico può essere utilizzato non solamente come strumento di misurazione, ma anche per ottenere un vero e proprio effetto allenante, infatti il macchinario permette al paziente di lavorare con la propria intensità massima senza oltrepassare i limiti di tolleranza dei tessuti, minimizzando il rischio di sovraccarico della struttura. Per questo motivo i macchinari isocinetici vengono ampiamente utilizzati nell'ambito della riabilitazione sportiva di alto livello [35].



*Fig 5. Macchinario isocinetico [34]*

### 3.2 Elettromiografo

L'elettromiografia è lo studio dell'attività elettrica muscolare, permette di ottenere informazioni riguardo il controllo e l'esecuzione di movimenti volontari e riflessi. La misurazione si esegue tramite elettromiografo, posizionando degli elettrodi dotati di ago in punti determinati, in base al muscolo che si vuole analizzare. La brevità dell'ago fa sì che le unità motorie analizzate siano solo le più superficiali, (aghi più profondi inficerebbero l'attività muscolare) [34]. Il segnale che il macchinario rappresenta graficamente, consiste

nella somma elettrica composta delle singole unità motorie attivate in quel momento, di conseguenza l'ampiezza del picco è proporzionale (quasi sempre non linearmente) all'intensità della contrazione muscolare [34]. Lateralmente è rappresentato come esempio, l'analisi dell'attività muscolare, oltre alla cinematica e cinetica articolare, dei muscoli tibiale anteriore (TA), peroneo lungo (PL), soleo (SO), gastrocnemio laterale (LG), gastrocnemio mediale (MG), vasto laterale (VL), vasto mediale (VM), retto femorale (RF), bicipite femorale (BF), semitendinoso (ST), grande gluteo (GMax), gluteo medio (GMed) durante l'attività di “jump landing” [36].

### 3.3 Motion-analysis

Per l'analisi della cinematica articolare durante gesti atletici di vario tipo, viene generalmente utilizzato un sistema di motion-analysis. Esso consiste nell'utilizzo di vari sensori (accelerometri, giroscopi, magnetometri) che vengono applicati in determinati punti di repere, per ottenere le informazioni relative alla posizione di un determinato segmento osseo nel tempo. Le informazioni emesse dai sensori vengono raccolte da telecamere, posizionate in modo da circoscrivere il soggetto. Le telecamere successivamente inviano i dati ad un computer. Infine il computer produce una simulazione digitale della cinematica delle varie articolazioni oltre a fornire i vari gradi articolari dei vari distretti durante l'esecuzione del gesto [34].

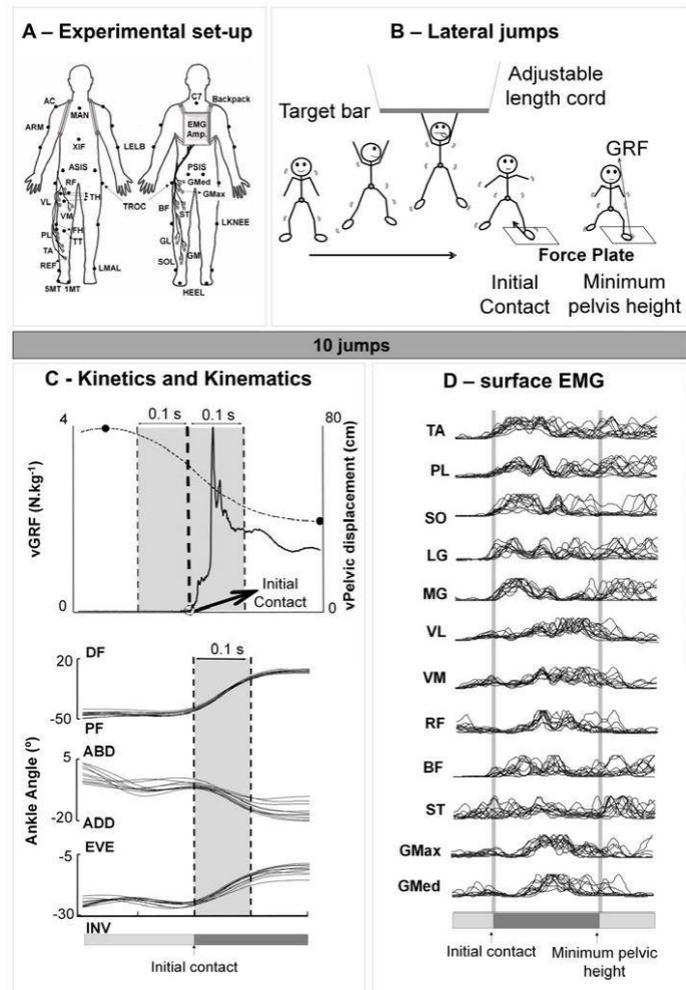


Fig 6. Motion Analysis e EMG durante un “Lateral Jump-Landing” [36]

## **CAPITOLO 4: MATERIALI E METODI**

### **4.1 Formulazione del problema e ipotesi**

Come delineato in precedenza, molti autori concordano nell'affermare che è altamente probabile la presenza di disfunzioni d'anca e di ginocchio all'interno della popolazione affetta da instabilità cronica di caviglia. Purtroppo in letteratura non c'è ancora del consenso definito, plausibilmente per il poco materiale disponibile, riguardo a che tipo di disfunzioni siano effettivamente presenti. Ciononostante, da un'analisi della letteratura disponibile, gli elementi maggiormente presi in considerazione dagli autori per valutare la presenza di elementi disfunzionali, sono stati la forza muscolare misurata tramite macchinario isocinetico e l'analisi dei gesti sportivi come i vari tipi di "landing" mediante elettromiografia e motion-analysis.

In questo progetto di ricerca si ipotizza che nei pazienti C.A.I. rispetto ai pazienti "coper" e alla popolazione sana, si presentino con una certa coerenza e costanza delle particolari disfunzioni ai distretti anca e ginocchio; nello specifico si intendono determinati deficit di forza di certi gruppi muscolari di anca e ginocchio e deficit di alterato controllo motorio di precisi gruppi muscolari durante le attività funzionali come il cammino o gesti sportivi.

### **4.2 Obiettivo**

L'obiettivo di questa tesi è, tramite un'indagine in letteratura, studiare nei distretti "anca" e "ginocchio" la forza muscolare, misurata tramite macchinario isocinetico, e le attivazioni muscolari e la cinematica articolare nelle attività di landing nei pazienti C.A.I confrontandoli con un campione "sano" e, se presenti, "coper", in modo da individuare con che frequenza si presentino eventuali elementi disfunzionali a livello di anca e ginocchio.

### **4.3 Outcome e relativa valutazione**

Per avere un'idea generale dei possibili deficit a livello di anca e ginocchio, si è scelto di analizzare la forza muscolare in maniera isolata, in modo da poterla valutare come singolo elemento e ridurre possibili influenze da parte di altre variabili.

Successivamente si è scelto di calare la patologia all'interno di un contesto ad essa altamente correlato, ovvero l'attività di landing. Nell'analisi di questo gesto la letteratura considera vari metodi di misura, a partire dall'intensità delle forze di reazione del terreno prodotte

all'impatto (una minore intensità rappresenterebbe una maggior capacità dell'arto inferiore di ammortizzare l'impatto [45]), la variabilità del "joint-coupling" (un valore elevato farebbe supporre un'efficacia maggiore del sistema sensorio-motorio [46]), l'energetica articolare (indice di fattore di rischio biomeccanico [47]), momento angolare prodotto dalle varie articolazioni, cinematica articolare ed attivazioni muscolari durante l'esecuzione del gesto. Queste ultime due, cinematica articolare ed attivazioni muscolare, oltre ad essere gli elementi maggiormente indagati nella letteratura del gesto di landing, permettono di avere una visione globale, seppur limitata, dell'apparato muscoloscheletrico dell'arto inferiore durante l'esecuzione del gesto. Per questo motivo si è scelto di focalizzarsi su questi due ultimi metodi di misura.

#### *Forza muscolare*

È stata considerata la forza muscolare misurata tramite dinamometro isocinetico, in quanto, oltre ad essere la scelta maggiormente adoperata in letteratura, risulta un metodo discretamente oggettivo per testare un gruppo muscolare, preso singolarmente al di fuori di qualsiasi contesto specifico [34].

In letteratura il valore della forza muscolare è analizzato come momento torcente (torque), cioè la forza applicata con un determinato braccio di leva al centro di rotazione di un'articolazione, ed è espresso in N/mkg, seppur frequentemente gli autori normalizzino il valore ottenuto al peso corporeo dei soggetti e quindi esprimano il valore in Nm/kg.

Per l'analisi del distretto "anca" sono state tenute in considerazione le seguenti direzioni di forza: "flessione", "estensione", "abduzione", "adduzione", "rotazione esterna", "rotazione interna".

Per l'analisi del distretto "ginocchio" si sono considerate le seguenti direzioni di forza: "flessione", "estensione".

#### *Attivazioni muscolari*

Per l'analisi delle attivazioni muscolari durante il gesto di "landing" sono stati scelti articoli che hanno utilizzato l'elettromiografia, dato che rappresenta il miglior metodo di analisi delle attivazioni muscolari durante un gesto complesso come i vari tipi di "landing".

Per l'analisi del distretto "anca" sono state analizzate le attivazioni dei muscoli: "grande gluteo", "gluteo medio", "adduttore lungo".

Per l'analisi del distretto "ginocchio" sono state analizzate le attivazioni dei muscoli: "retto femorale", "vasto mediale", "vasto laterale", "bicipite femorale", "ischiocrurali mediali (semimembranoso e semitendinoso)".

#### *Cinematica articolare*

Per l'analisi della cinematica articolare di anca e ginocchio durante l'attività di landing sono stati scelti gli articoli che hanno adoperato la motion-analysis.

I distretti "anca" e "ginocchio" vengono analizzati sui piani sagittale, frontale e trasverso. Di conseguenza sul piano sagittale saranno analizzati i movimenti di "flessione" ed "estensione" d'anca e di ginocchio, sul piano frontale i movimenti di "abduzione" e "adduzione" d'anca e di "valgismo" e "varismo" dinamici di ginocchio, sul piano trasverso i movimenti di rotazione interna e rotazione esterna d'anca e di ginocchio.

#### **4.4 Metodo di ricerca**

Sono state eseguite tre diverse ricerche bibliografiche, nei mesi di maggio e giugno 2023, utilizzando banche dati pubbliche "PubMed", "PEDro" e "Cochrane Library" per il recupero degli articoli riguardanti:

1. Forza muscolare al distretto "anca" in pazienti con C.A.I.
2. Forza muscolare al distretto "ginocchio" in pazienti con C.A.I.
3. Alterazioni di attivazione muscolare e di cinematica articolare nelle attività di "landing" in pazienti con C.A.I.

#### *Forza muscolare al distretto anca*

La ricerca degli articoli riguardante l'outcome "forza muscolare al distretto "anca" in pazienti con C.A.I" è stata eseguita utilizzando le seguenti parole chiave: "ankle instability" e "hip" rilevandole all'interno di titolo ed abstract. Ottenendo:

- su PubMed tramite stringa "(ankle instability[Title/Abstract]) AND (hip[Title/Abstract])"
- su PEDro inserendo manualmente nella sezione "Abstract & Title" le parole chiave "ankle instability" e "hip"
- su Cochrane Library tramite stringa "(ankle instability):ti,ab,kw AND (hip):ti,ab,kw"

Gli articoli ottenuti dalla ricerca in letteratura saranno poi analizzati, provvedendo ad escludere i doppi e gli articoli non rilevanti, secondo i sottoscritti criteri di inclusione ed esclusione:

CRITERI DI INCLUSIONE	CRITERI DI ESCLUSIONE
<ul style="list-style-type: none"> <li>● Pazienti con “C.A.I.” confrontati ad un gruppo di controllo sano e/o “coper”</li> <li>● Forza muscolare misurata alla muscolatura dell’anca con dinamometro</li> <li>● Anno di pubblicazione <math>\geq 2009</math></li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>● Assenza del gruppo di controllo sano</li> <li>● Assenza delle misurazioni relative all’outcome forza muscolare</li> </ul>

*Tab 1. Criteri di inclusione/esclusione per “forza muscolare all’anca”*

#### *Forza muscolare al distretto ginocchio*

La ricerca riguardante l’outcome “Forza muscolare al distretto ginocchio” è stata eseguita utilizzando le seguenti parole chiave: “ankle instability” e “knee” rilevandole all’interno di titolo ed abstract. Ottenendo:

- su PubMed tramite stringa “(ankle instability[Title/Abstract]) AND (knee[Title/Abstract])”
- su PEDro inserendo manualmente nella sezione “Abstract & Title” le parole chiave “ankle instability” e “knee”
- su Cochrane Library tramite stringa “(ankle instability):ti,ab,kw AND (knee):ti,ab,kw”

Gli articoli ottenuti dalla ricerca in letteratura saranno poi analizzati, provvedendo ad escludere i doppi e gli articoli non rilevanti secondo i sottoscritti criteri di inclusione ed esclusione:

CRITERI DI INCLUSIONE	CRITERI DI ESCLUSIONE
<ul style="list-style-type: none"> <li>● Pazienti con “C.A.I.” confrontati ad un gruppo di controllo sano e/o “coper”</li> <li>● Forza muscolare misurata alla muscolatura del ginocchio con dinamometro</li> <li>● Anno di pubblicazione <math>\geq 2009</math></li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>● Assenza del gruppo di controllo “sano”</li> <li>● Assenza delle misurazioni relative all’outcome forza muscolare</li> </ul>

*Tab 2. Criteri di inclusione/esclusione per “forza muscolare al ginocchio”*

### *Attività muscolare e cinematica articolare nell'attività di landing*

La ricerca riguardante l'outcome "Alterazioni di attivazione muscolare e angoli articolari nelle attività di landing" è stata eseguita utilizzando le seguenti parole chiave: "ankle instability" e "landing" rilevandole all'interno di titolo ed abstract. Ottenendo:

- su PubMed tramite stringa "(ankle instability[Title/Abstract]) AND (landing[Title/Abstract])"
- su PEDro inserendo manualmente nella sezione "Abstract & Title" le parole chiave "ankle instability" e "landing"
- su Cochrane Library tramite stringa "(ankle instability):ti,ab,kw AND (landing):ti,ab,kw"

Gli articoli ottenuti dalla ricerca in letteratura saranno poi analizzati, provvedendo ad escludere i doppi e gli articoli non rilevanti secondo i sottoscritti criteri di inclusione ed esclusione:

CRITERI DI INCLUSIONE	CRITERI DI ESCLUSIONE
<ul style="list-style-type: none"><li>● Pazienti con "C.A.I." confrontati ad un gruppo di controllo sano e/o "coper"</li><li>● Outcome rilevati pertinenti ad attivazioni muscolari e/o cinematica ad anca e ginocchio nelle attività di landing</li><li>● Anno di pubblicazione <math>\geq 2009</math></li></ul>	<ul style="list-style-type: none"><li>● Assenza del gruppo di controllo "sano"</li><li>● Assenza delle misurazioni relative ad outcome pertinenti ad attivazioni muscolari e/o cinematica ad anca e ginocchio nelle attività di landing</li></ul>

*Tab 3. Criteri di inclusione/esclusione per "attività di landing"*

#### **4.5 Assessment qualità / rischio di Bias**

Trattandosi di studi caso-controllo, su modello di varie revisioni come *Lepley et al.* [40], *Lima et al.* [41], *Ramsey et al.* [42], *Labanca et al.* [43] che hanno per l'appunto analizzato studi caso-controllo, è stata adottata la scala "Quality Index Checklist" di *Downs & Black* [44].

Su indicazione delle revisioni precedentemente citate, dato che la scala è stata ideata per l'analisi di trial clinici randomizzati si è provveduto a ridurre il numero di items dagli

originali 27 a 14 in quanto nel caso di studi caso-controllo non sono valutabili gli items inerenti a trattamenti proposti e follow-up, sono quindi stati esclusi gli item 4, 8, 9, 13, 14, 15, 17, 19, 23, 24, 25, 26, 27.

Per ogni item è assegnata una risposta tra “si”, “no”, “non applicabile”. Ad ogni risposta “si” corrisponde un punteggio totale di uno, mentre per le risposte “no” e “non applicabile” un punteggio di zero [5].

Infine la somma totale dei punti viene espressa in percentuale rispetto al totale di 14 items. Infatti è possibile categorizzare gli articoli in base alla qualità rilevata dalla scala, secondo la percentuale ottenuta [5]:

- bassa qualità <60%
- moderata qualità 60-74%
- alta qualità  $\geq$ 75%

Di seguito è riportata la tabella esempio con cui è stato analizzato il rischio di bias di ogni singolo articolo:

<b>Nome dello studio</b>			
<b>Rapporto / comunicazione</b>	<b>SI</b>	<b>NO</b>	<b>N/A</b>
<i>1. L'ipotesi/scopo/obiettivo dello studio è descritto in modo chiaro?</i>			
<i>2. I principali outcome da misurare sono descritti in modo chiaro nella sezione Introduzione o Metodi?</i>			
<i>3. Le caratteristiche dei pazienti inclusi nello studio sono descritti in modo chiaro?</i>			
<i>5. La distribuzione dei principali fattori confondenti in ciascun gruppo di soggetti da confrontare è descritta in modo chiaro?</i>			
<i>6. I principali risultati dello studio sono descritti in modo chiaro?</i>			
<i>7. Lo studio fornisce stime della variabilità casual nei dati per i principali risultati?</i>			
<i>10. Sono stati riportati i valori di probabilità effettivi (es. 0.035 anziché &lt;0.05) per i risultati principali, tranne quando il valore di probabilità è inferiore a 0.001?</i>			
<b>Validità esterna</b>	<b>SI</b>	<b>NO</b>	<b>N/A</b>
<i>11. I soggetti invitati a partecipare allo studio erano rappresentativi dell'intera popolazione da cui erano stati reclutati?</i>			
<i>12. I soggetti eletti alla partecipazione dello studio erano rappresentativi dell'intera popolazione dalla quale erano stati reclutati?</i>			
<b>Validità interna - bias</b>	<b>SI</b>	<b>NO</b>	<b>N/A</b>
<i>16. Se qualcuno dei risultati dello studio fosse basato sul "data dredging", è stato chiarito?</i>			
<i>18. I test statistici utilizzati per valutare i principali outcome erano appropriati?</i>			
<i>20. Le principali misure di outcome utilizzate erano accurate (valide e affidabili)?</i>			
<b>Validità interna – confondimento (bias di selezione)</b>	<b>SI</b>	<b>NO</b>	<b>N/A</b>
<i>21. I pazienti nei diversi gruppi di intervento (studi di coorte, trial clinici) o i casi e controllo (studi caso-controllo) sono stati reclutati dalla stessa popolazione?</i>			
<i>22. I pazienti nei diversi gruppi di intervento (studi di coorte, trial clinici) o i casi e controllo (studi caso-controllo) sono stati reclutati durante lo stesso lasso di tempo?</i>			
<b>Punteggio Totale .../14 = ...%</b>			

Tab 4. Adattamento della scala modificata di Downs & Black "Quality Index Checklist" [44]

## CAPITOLO 5: RISULTATI

### 5.1 Risultati per forza muscolare all'anca

Dalla ricerca in letteratura sulle Banche Dati citate precedentemente sono stati ottenuti:

- su PubMed: 104 risultati
- su PEDro: 11 risultati
- su Cochrane Library: 92 risultati

Si è proceduto con l'applicazione dei criteri di inclusione ed esclusione citati in precedenza e con l'eliminazione dei duplicati. Da 207 articoli originari se ne sono ottenuti 7. Successivamente si è proseguito con la lettura degli articoli e tutti i 7 articoli sono stati inclusi nell'analisi dei risultati.

Il metodo di ricerca è rapidamente riassunto nel flow-chart rappresentato inferiormente:

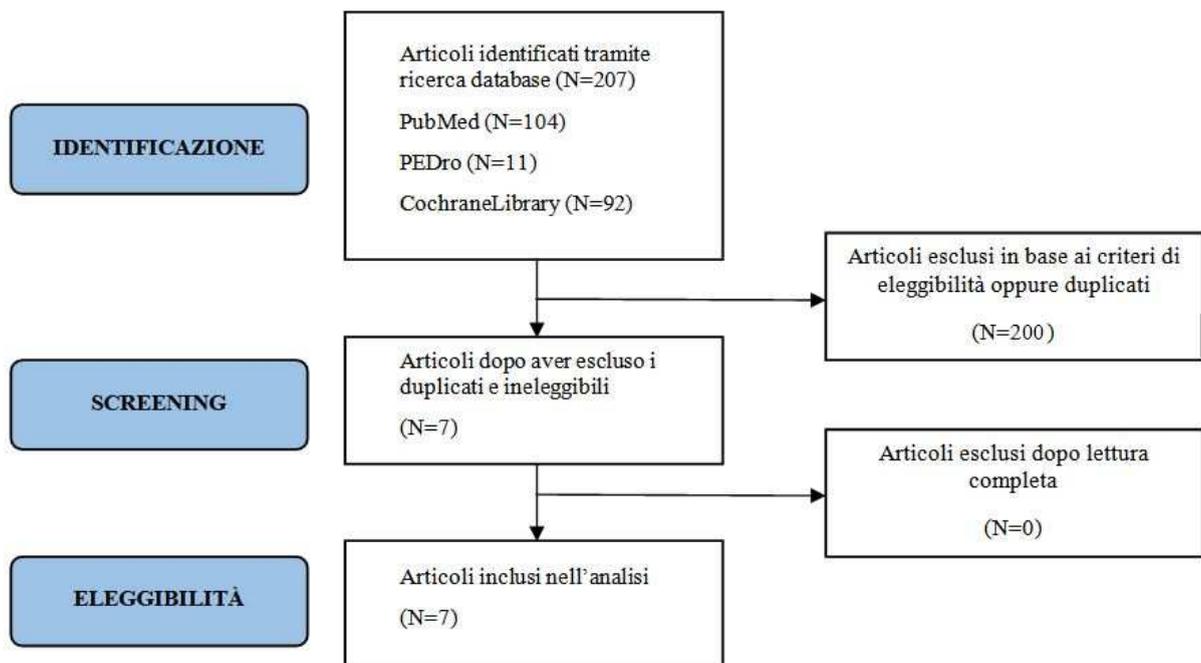


Fig 7. PRISMA flow-chart della ricerca degli articoli riguardanti la forza muscolare all'anca

Le caratteristiche principali dei 7 articoli ottenuti sono descritte nella tabella sottostante:

Autore e anno	Titolo	Tipo	N° Pop.	Età media	Peso / BMI	Altezza media
Gribble P.A. et al. 2009 [24]	An examination of ankle, knee, and hip torque production in individuals with chronic ankle instability	C.A.I.	7M+8F	20.3±2.9	76.2±13.2	1.77±0.1
		Copers	/	/	/	/
		Sani	7M+8F	23.1±3.9	72.7±16.0	1.72±0.1
Negahban H. et al. 2013 [48]	The Eccentric Torque Production Capacity of the Ankle, Knee, and Hip Muscle Groups in Patients with Unilateral Chronic Ankle Instability	C.A.I.	5M+15F	25.1±4.52	22.5±2.79	1.68±0.75
		Copers	/	/	/	/
		Sani	5M+15F	24.7±4.57	22.6±2.12	1.68±0.62
McCann R.S. et al. 2018 [49]	Isometric Hip Strength and Dynamic Stability of Individuals With Chronic Ankle Instability	C.A.I.	3M+17F	24.8±4	76.7±15.5	166.8±7.7
		Copers	4M+16F	23.9±5.7	69.8±18.3	165.7±8.1
		Sani	6M+14F	22.6±3.8	65.9±11.2	167.2±7.5
McCann R.S. et al. 2019 [50]	Landing Kinematics and Isometric Hip Strength of Individuals With Chronic Ankle Instability	C.A.I.	26	24.2±4.0	73.5±14.9	167.2±7.3
		Copers	25	24.0±5.2	69.5±17.1	166.7±8.8
		Sani	25	23.0±3.6	69.1±13.6	168.7±7.6
Kosik K.B. et al. 2020 [51]	Decreased ankle and hip isometric peak torque in young and middle-aged adults with chronic ankle instability	C.A.I.	35	26.2±6.7	75.2±15.9	169.1±10.4
		Copers	27	25.0±5.5	68.1±13.5	168.1±8.5
		Sani	37	26.2±5.5	70.2±14.6	169.7±9.1
mezz'età		C.A.I.	16	50.2±9.6	81.7±17.5	166.1±10.2
		Copers	16	54.5±9.0	78.3±16.4	169.0±11.4
		Sani	25	56.7±10.0	72.2±12.4	166.5±12.7
Lee et al. 2021 [52]	Submaximal Force Steadiness and Accuracy in Patients With Chronic Ankle Instability	C.A.I.	9M+12F	22.2±3.2	83.3±25.1	177.7±10.2
		Copers	/	/	/	/
		Sani	10M+11F	22.7±2.3	71.3±14.9	176.5±12.1
Khalaj et al. 2021 [53]	Hip and knee muscle torque and its relationship with dynamic balance in chronic ankle instability, copers and controls	C.A.I.	2M+20F	25.2±5.8	63.6±10.6	1.68±0.1
		Copers	2M+18F	24.6±4.6	63.7±10.4	1.69±0.1
		Sani	2M+20F	24.2±5.0	61.1±10.1	1.68±0.1

Tab 5. Caratteristiche generali pop. per “forza muscolare all’anca”

Kosik et al., dividendo la sua popolazione in due gruppi, uno “giovane” con un’età media attorno ai 25/26 anni ed un gruppo di “mezz’età” (middle-aged) con un’età media attorno ai 50/56 anni, presenta i risultati nella tabella suddivisi nei due suddetti gruppi.

Le direzioni di forza considerate dai 7 articoli sono: flessione (3 articoli), estensione (6), abduzione (6), adduzione (2), rotazione esterna (3), rotazione interna (1)

Articoli	Fles.	Est.	Abd.	Add.	Rot. est.	Rot. int.
Gribble et al. 2009	X	X				
Negahban et al. 2013	X	X	X	X		
McCann et al. 2018		X	X		X	
McCann et al. 2019		X	X		X	
Kosik et al. 2020		X	X			
Lee et al. 2021			X			
Khalaj et al. 2021	X	X	X	X	X	X

Tab 6. Direzioni di forza per “forza muscolare all’anca”

Il metodo di misura di tale forza per articolo è esposto nella tabella sottostante:

Articoli	Strumento di misura, momento misurato, unità di misura
Gribble et al. 2009	Dinamometro isocinetico, momento torcente concentrico, N/mkg
Negahban et al. 2013	Dinamometro isocinetico, momento torcente eccentrico, N/mkg
McCann et al. 2018	Dinamometro isocinetico, momento torcente isometrico, Nm/kg
McCann et al. 2019	Dinamometro isocinetico, momento torcente isometrico, Nm/kg
Kosik et al. 2020	Dinamometro isocinetico, momento torcente isometrico, Nm/kg
Lee et al. 2021	Dinamometro isocinetico, momento torcente isometrico, N/kg
Khalaj et al. 2021	Dinamometro isocinetico, momento torcente isometrico, Nm/kg

Tab 7. Metodo di misura per "forza muscolare all'anca"

Infine sono state estratte ed esposte nella tabella sottostante le misurazioni, con la relativa deviazione standard, riguardanti la forza espressa in Nm/kg oppure in N/mkg suddivise secondo le direzioni considerate dagli articoli, tenendo conto dei p-value riferiti dagli studi (p-value inferiori a 0,05 sono considerati statisticamente significativi e sono quindi stati riportati in **grassetto**):

Articoli	CAI	Copers	Sani	p-value
<b>Flessione</b>				
Gribble et al. 2009 (N/mkg)	1.14±0.07	/	1.11±0.07	0,92
<b>Negahban et al. 2013 (N/mkg)</b>	<b>1.41±0.59</b>	/	<b>1.94±0.93</b>	<b>0,03</b>
<b>Khalaj et al. 2021 (Nm/kg)</b>	<b>0.44±0.2</b>	<b>0.71±0.3</b>	<b>0.79±0.2</b>	<b>&lt;0,001</b>
<b>Estensione</b>				
Gribble et al. 2009 (N/mkg)	1.75±0.12	/	1.65±0.12	0,09
Negahban et al. 2013 (N/mkg)	2.24±0.73	/	2.51±0.64	0,24
<b>McCann et al. 2018 (Nm/kg)</b>	<b>0.98±0.33</b>	<b>1.30±0.54</b>	<b>1.38±0.54</b>	<b>0,01</b>
McCann et al. 2019 (Nm/kg)	1.28±0.40	1.49±0.57	1.53±0.39	0,113
<b>Kosik et al. 2020 (Nm/kg)</b>	<b>giov. 1.65±0.54</b> <b>adulto 1.32±0.44</b>	<b>2.03±0.55</b> <b>1.37±0.44</b>	<b>2.12±0.58</b> <b>1.53±0.75</b>	<b>0,018</b>
<b>Khalaj et al. 2021 (Nm/kg)</b>	<b>0.37±0.2</b>	<b>0.57±0.3</b>	<b>0.69±0.2</b>	<b>&lt;0,001</b>
<b>Abduzione</b>				
Negahban et al. 2013 (N/mkg)	1.21±0.50	/	1.74±0.37	0,42
McCann et al. 2018 (Nm/kg)	1.29±0.36	1.46±0.48	1.63±0.13	0,07
McCann et al. 2019 (Nm/kg)	1.56±0.48	1.68±0.47	1.83±0.47	0,126
Kosik et al. 2020 (Nm/kg)	giov. 1.72±0.52 adulto 1.60±0.63	1.99±0.45 1.68±0.48	2.04±0.59 1.63±0.31	0,182
<b>Lee et al. 2021(N/kg)</b>	<b>0.94±0.39</b>	/	<b>1.52±0.34</b>	<b>&lt;0,001</b>
<b>Khalaj et al. 2021 (Nm/kg)</b>	<b>0.94±0.2</b>	<b>1.13±0.4</b>	<b>1.21±0.2</b>	<b>0,007</b>
<b>Adduzione</b>				
Negahban et al. 2013 (N/mkg)	1.78±0.55	/	1.74±0.37	0,93
<b>Khalaj et al. 2021 (Nm/kg)</b>	<b>0.87±0.3</b>	<b>1.06±0.3</b>	<b>1.23±0.3</b>	<b>0,001</b>

Rotazione esterna				
McCann et al. 2018 (Nm/kg)	0.47±0.08	0.55±0.12	0.58±0.13	0,02
McCann et al. 2019 (Nm/kg)	0.57±0.14	0.66±0.15	0.70±0.16	0,008
Khalaj et al. 2021 (Nm/kg)	0.41±0.1	0.46±0.1	0.48±0.1	0,115
Rotazione interna				
Khalaj et al. 2021 (Nm/kg)	0.42±0.2	0.51±0.2	0.51±0.1	0,095

Tab 8. Misurazioni isocinetiche per “forza muscolare all’anca”

## 5.2 Risultati per forza muscolare al ginocchio

Dalla ricerca in letteratura sulle Banche Dati citate precedentemente sono stati ottenuti:

- su PubMed: 110 risultati
- su PEDro: 17 risultati
- su Cochrane Library: 140 risultati

Si è proceduto con l’applicazione dei criteri di inclusione ed esclusione citati in precedenza e con l’eliminazione dei duplicati. Da 267 articoli originari se ne sono ottenuti 5. Successivamente si è proseguito con la lettura degli articoli e tutti i 5 articoli sono stati inclusi nell’analisi dei risultati.

Il metodo di ricerca è riassunto rapidamente nel flow-chart rappresentato inferiormente:

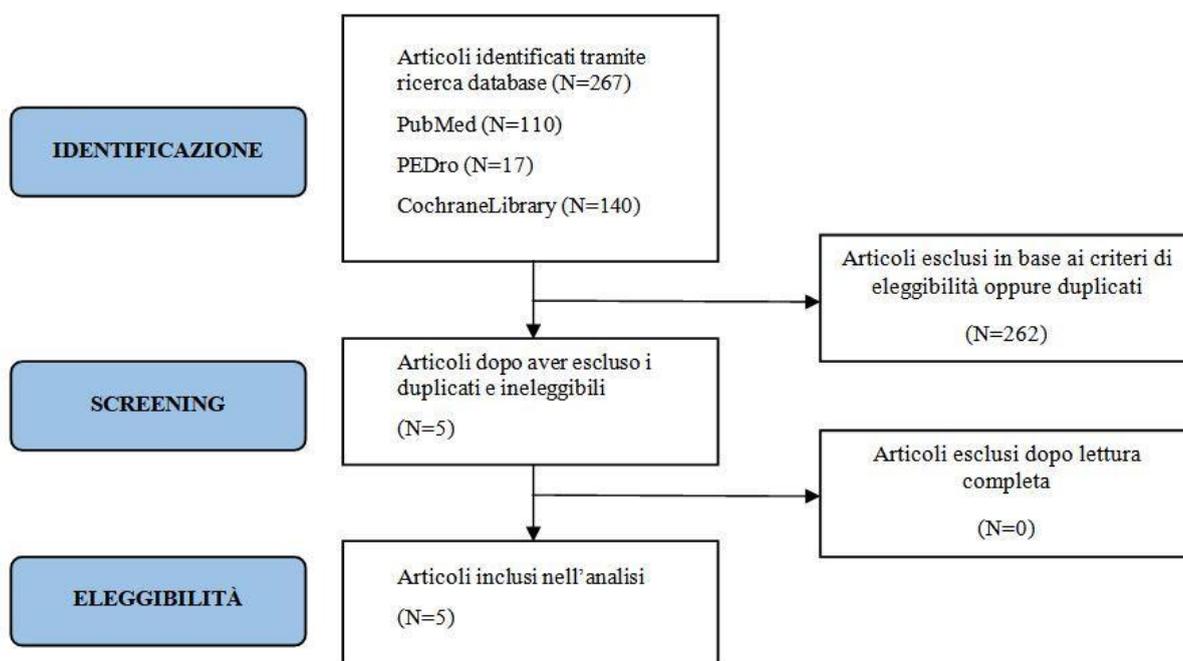


Fig 8. PRISMA flow-chart della ricerca degli articoli riguardanti la forza muscolare al ginocchio

Le caratteristiche principali dei 5 articoli ottenuti sono descritte nella tabella sottostante:

Autore e anno	Titolo	Tipo	N° Pop.	Età media	Peso /BMI	Altezza media
Gribble P.A. et al. 2009 [24]	An examination of ankle, knee, and hip torque production in individuals with chronic ankle instability	C.A.I.	7M+8F	20.3±2.9	76.2±13.2	1.77±0.1
		Copers	/	/	/	/
		Sani	7M+8F	23.1±3.9	72.7±16.0	1.72±0.1
Negahban H. et al. 2013 [48]	The Eccentric Torque Production Capacity of the Ankle, Knee, and Hip Muscle Groups in Patients with Unilateral Chronic Ankle Instability	C.A.I.	5M+15F	25.1±4.52	22.5±2.79	1.68±0.75
		Copers	/	/	/	/
		Sani	5M+15F	24.7±4.57	22.6±2.12	1.68±0.62
Vàczi M. et al. 2014 [54]	Chronic ankle instability impairs quadriceps femoris contractility and it is associated with reduced stretch-shortening cycle function	C.A.I.	6M+4F	20.0±1.3	71.0±9.8	/
		Copers	/	/	/	/
		Sani	6M+4F	19.9±1.5	70.0±11.0	/
Kosik K.B. et al. 2020 [51]	Decreased ankle and hip isometric peak torque in young and middle-aged adults with chronic ankle instability	C.A.I.	35	26.2±6.7	75.2±15.9	169.1±10.4
		Copers	27	25.0±5.5	68.1±13.5	168.1±8.5
		Sani	37	26.2±5.5	70.2±14.6	169.7±9.1
mezz'età		C.A.I.	16	50.2±9.6	81.7±17.5	166.1±10.2
		Copers	16	54.5±9.0	78.3±16.4	169.0±11.4
		Sani	25	56.7±10.0	72.2±12.4	166.5±12.7
Khalaj et al. 2021 [53]	Hip and knee muscle torque and its relationship with dynamic balance in chronic ankle instability, copers and controls	C.A.I.	2M+20F	25.2±5.8	63.6±10.6	1.68±0.1
		Copers	2M+18F	24.6±4.6	63.7±10.4	1.69±0.1
		Sani	2M+20F	24.2±5.0	61.1±10.1	1.68±0.1

Tab 9. Caratteristiche generali pop. per “forza muscolare al ginocchio”

Anche in questo caso i risultati di Kosik et al. vengono divisi nei due gruppi da essi considerati.

Le direzioni di forza considerate dai 5 articoli sono: flessione (3 articoli), estensione (5)

Articoli	Flessione	Estensione
Gribble et al. 2009	X	X
Negahban et al. 2013	X	X
Vàczi et al. 2014		X
Kosik et al. 2020		X
Khalaj et al. 2021	X	X

Tab 10. Direzioni di forza per “forza muscolare al ginocchio”

Il metodo di misura di tale forza per articolo è esposto nella tabella sottostante:

Articoli	Strumento di misura, momento misurato, unità di misura
Gribble et al. 2009	Dinamometro isocinetico, momento torcente concentrico, N/mkg
Negahban et al. 2013	Dinamometro isocinetico, momento torcente eccentrico, N/mkg
Vàczi et al. 2014	Dinamometro isocinetico, momento torcente isometrico, concentrico, eccentrico, Nm/kg
Kosik et al. 2020	Dinamometro isocinetico, momento torcente isometrico, Nm/kg
Khalaj et al. 2021	Dinamometro isocinetico, momento torcente isometrico, Nm/kg

Tab 11. Metodo di misura per “forza muscolare al ginocchio”

Infine sono state estratte ed esposte nella tabella sottostante le misurazioni riguardanti la forza, espressa in Nm/kg oppure in N/kgm suddivise per le direzioni considerate dagli articoli, tenendo conto dei p-value riferiti dagli studi (p-value inferiori a 0,05 sono considerati statisticamente significativi e sono quindi stati riportati in **grassetto**):

Articoli	CAI	Copers	Sani	p-value
<b>Flessione</b>				
<b>Gribble et al. 2009 (N/mkg)</b>	<b>1.11±0.07</b>	/	<b>1.36±0.07</b>	<b>0,03</b>
Negahban et al. 2013 (N/mkg)	1.23±0.27	/	1.36±0.38	0,4
<b>Khalaj et al. 2021 (Nm/kg)</b>	<b>0.40±0.1</b>	<b>0.54±0.2</b>	<b>0.58±0.1</b>	<b>0,01</b>
<b>Estensione</b>				
<b>Gribble et al. 2009 (N/mkg)</b>	<b>1.80±0.12</b>	/	<b>1.89±0.12</b>	<b>0,03</b>
Negahban et al. 2013 (N/mkg)	2.40±0.48	/	2.58±0.75	0,1
Vàczi et al. 2014 (Nm/kg)	iso. 3.6±0.6 con. 2.9±0.5 ecc. 3.9±0.7	/	3.9±0.6 3.2±0.6 4.0±0.5	0,361
Kosik et al. 2020 (Nm/kg)	giov. 2.09±0.54 adulto 1.96±0.71	2.34±0.54 2.05±0.53	2.50±0.68 1.85±0.43	0,38
<b>Khalaj et al. 2021 (Nm/kg)</b>	<b>0.36±0.1</b>	<b>0.50±0.2</b>	<b>0.54±0.1</b>	<b>0,001</b>

Tab 12. Misurazioni isocinetiche per “forza muscolare al ginocchio”

### 5.3 Risultati per alterazioni nelle attività di landing

Dalla ricerca in letteratura sulle Banche Dati citate precedentemente sono stati ottenuti:

- su PubMed: 121 risultati
- su PEDro: 8 risultati
- su Cochrane Library: 43 risultati

Si è proceduto con l'applicazione dei criteri di inclusione ed esclusione citati in precedenza e con l'eliminazione dei duplicati. Da 172 articoli originari se ne sono ottenuti 33. Successivamente si è proseguito con la lettura degli articoli, escludendo ulteriori 20 articoli. Infine, 13 articoli sono stati inclusi nell'analisi dei risultati.

Il metodo di ricerca è riassunto rapidamente nel flow-chart rappresentato inferiormente:

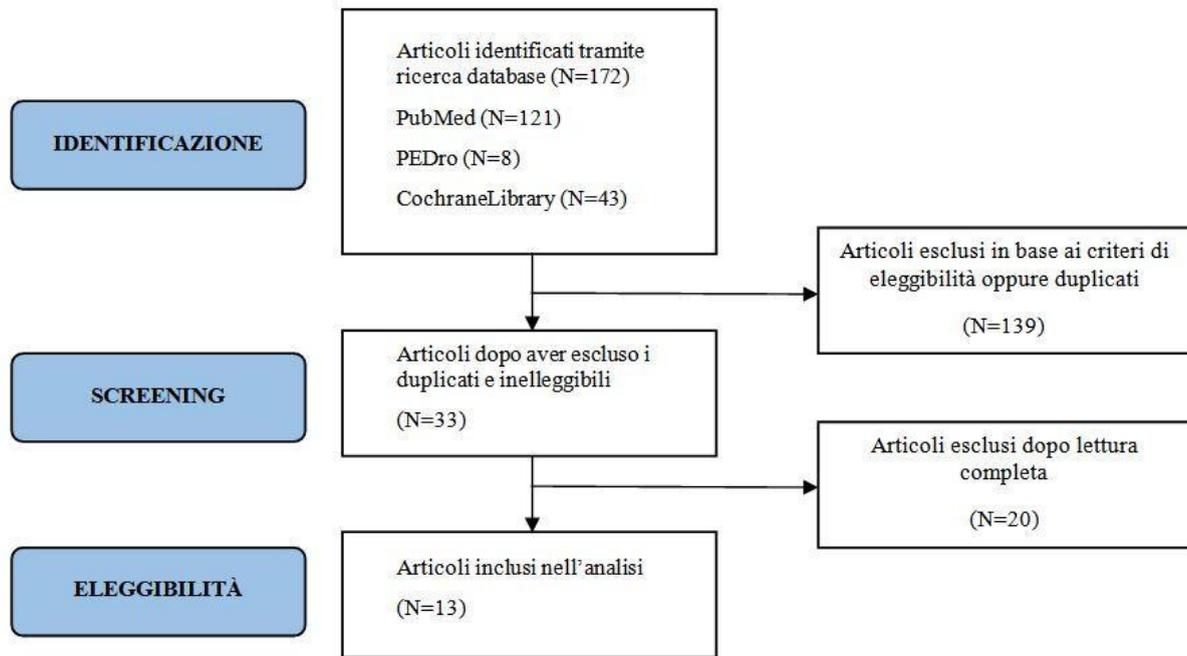


Fig 9. PRISMA flow-chart della ricerca degli articoli riguardanti alterazioni nelle attività di landing

Venti articoli sono stati esclusi in quanto:

- il gesto sportivo considerato dagli autori non rientrava tra quelli considerati in questa indagine
- erano assenti misurazioni riguardo agli outcome considerati dallo studio
- l'outcome considerato non rientrava tra quelli prefissati
- erano assenti gruppi di controllo sani

Le caratteristiche principali dei 13 articoli ottenuti sono descritte nella tabella inferiormente:

<b>Autore e anno</b>	<b>Titolo</b>	<b>Tipo</b>	<b>N° Pop.</b>	<b>Età media</b>	<b>Peso / BMI</b>	<b>Altezza media</b>
<b>Gribble P.A. et al. 2009 [28]</b>	Differences in spatiotemporal landing variables during a dynamic stability task in subjects with CAI	<b>C.A.I.</b>	10M+9F	20.3±2.9	76.2±13.2	1.77±0.1
		<b>Copers</b>	/	/	/	/
		<b>Sani</b>	10M+9F	23.1±3.9	72.7±16	1.72±0.1
<b>De Ridder R. et al. 2015 [55]</b>	Lower Limb Landing Biomechanics in Subjects with Chronic Ankle Instability	<b>C.A.I.</b>	10M+18F	22.3±2.7	71±10.6	1.73±0.1
		<b>Copers</b>	/	/	/	/
		<b>Sani</b>	10M+18F	22.5±1.6	66.5±9.4	1.72±0.1
<b>Son S. J. et al. 2017 [56]</b>	Movement Strategies among Groups of Chronic Ankle Instability, Coper, and Control	<b>C.A.I.</b>	12M+8F	22.7±2	73.4±12.1	174.6±10.4
		<b>Copers</b>	12M+8F	22.1±2.1	72.6±12.3	173.3±8.2
		<b>Sani</b>	12M+8F	21.8±2.3	69.2±10.4	173.3±7.7
<b>Kim H et al. 2019 [57]</b>	Altered Movement Strategies during Jump Landing/Cutting in Patients with Chronic Ankle Instability	<b>C.A.I.</b>	54M+46F	22±2.3	72±14	174±9
		<b>Copers</b>	/	/	/	/
		<b>Sani</b>	54M+46F	22±3.3	71±13	173±9
<b>Lin J. Z. et al. 2019 [33]</b>	Are Landing Biomechanics Altered in Elite Athletes with Chronic Ankle Instability	<b>C.A.I.</b>	8M+2F	20.1±2	67.2±9.9	176±8
		<b>Copers</b>	8M+2F	19.6±1.6	71.3±9.2	177±9
		<b>Sani</b>	8M+2F	20.1±1.2	67.8±7.4	176±8
<b>McCann R. S. et al. 2019 [50]</b>	Landing Kinematics and Isometric Hip Strength of Individuals With Chronic Ankle Instability	<b>C.A.I.</b>	26	24.2±4.0	73.5±14.9	167.2±7.3
		<b>Copers</b>	25	24.0±5.2	69.5±17.1	166.7±8.8
		<b>Sani</b>	25	23.0±3.6	69.1±13.6	168.7±7.6
<b>Jeon K. et al. 2020 [58]</b>	Leg stiffness control during drop landing movement in individuals with mechanical and functional ankle disabilities	<b>C.A.I.</b>	10M	23.3±2.1	79.3±14.6	177±4.9
		<b>F.A.I.</b>	10M	22.5±2.2	79.5±13.7	178.2±5.4
		<b>Sani</b>	10M	21.3±1.3	70.6±7.5	175.7±5.9
<b>Moisan G. et al. 2020 [32]</b>	Unilateral jump landing neuromechanics of individuals with chronic ankle instability	<b>C.A.I.</b>	32	/	/	/
		<b>Copers</b>	/	/	/	/
		<b>Sani</b>	31	/	/	/
<b>Han S. et al. 2021 [59]</b>	Prelanding movement strategies among chronic ankle instability, coper, and control subjects	<b>C.A.I.</b>	14M+8F	22.7±2	74.4±12.1	174.6±10.4
		<b>Copers</b>	14M+8F	22.1±2.1	72.6±12.3	173.8±8.2
		<b>Sani</b>	14M+8F	21.8±2.3	69.2±10.4	173.3±7.7
<b>Mendes P. M. et al. 2021 [60]</b>	Electromyographic activity during single leg jump in adolescent athletes with chronic ankle instability: A pilot study	<b>C.A.I.</b>	20M	16.5±1	74.4±13.6	176.5±9.5
		<b>Copers</b>	/	/	/	/
		<b>Sani</b>	17M	16.7±1.4	70.7±16.1	182.9±8.9
<b>Simpson J.D. et al. 2021 [61]</b>	Lower extremity joint kinematics of a simulated lateral ankle sprain after drop landings in participants with chronic ankle instability	<b>C.A.I.</b>	7M+8F	21±2	73±15	171±11
		<b>Copers</b>	/	/	/	/
		<b>Sani</b>	7M+8F	22±2	75±13	169±10.4
<b>Watabe T. et al. 2021 [62]</b>	Copers adopt an altered movement pattern compared to individuals with chronic ankle instability and control groups in unexpected single-leg landing and cutting task	<b>C.A.I.</b>	4M+4F	20.1±1.2	64.2±8.6	169.9±3.6
		<b>Copers</b>	4M+4F	19.8±1.9	64.4±5.4	171.2±5.3
		<b>Sani</b>	4M+4F	19.7±1.3	60.8±7.1	171.4±4.4
<b>Kawahara D. et al. 2022 [63]</b>	Lower limb kinematics during single leg landing in three directions in individuals with chronic ankle instability	<b>C.A.I.</b>	12M+6F	20.8±1.7	58.6±7	166±8
		<b>Copers</b>	/	/	/	/
		<b>Sani</b>	12M+6F	20.5±2.1	61±10	168±9

Tab 13. Caratteristiche generali pop. per “attività di landing”

Di seguito sono stati suddivisi gli articoli in base ai 4 tipi di landing analizzati e all'outcome considerato se cinematica articolare o attivazioni muscolari tramite EMG:

<b>Tipo di Landing</b>	<b>Articoli</b>	<b>EMG</b>	<b>Cin. art.</b>
<b>Single Leg Vertical Jump Landing</b>	Son et al. 2017		<b>X</b>
	Kim et al. 2019	<b>X</b>	<b>X</b>
	Han et al. 2021	<b>X</b>	<b>X</b>
	Mendes et al. 2021	<b>X</b>	
<b>Single Leg Forward Jump Landing</b>	Gribble et al. 2009		<b>X</b>
	De Ridder et al. 2015		<b>X</b>
	Lin et al. 2019	<b>X</b>	<b>X</b>
	McCann et al. 2019		<b>X</b>
<b>Single Leg Forward Drop Landing</b>	Jeon et al. 2020		<b>X</b>
	Moisan et al. 2020	<b>X</b>	
	Simpson et al. 2021		<b>X</b>
	Watabe et al. 2021		<b>X</b>
	Kawahara et al. 2022		<b>X</b>
<b>Single Leg Lateral Drop Landing</b>	Moisan et al. 2020	<b>X</b>	
	Kawahara et al. 2022		<b>X</b>

Tab 14. Tipologia di outcome considerato dagli articoli per "attività di landing"

### **Cinematica articolare**

Di seguito sono illustrati i piani dello spazio (frontale, sagittale, trasverso) considerati dagli studi per i due distretti "anca" e "ginocchio":

<b>Articolo</b>	<b>Anca</b>			<b>Ginocchio</b>		
	<b>Front.</b>	<b>Sag.</b>	<b>Trasv.</b>	<b>Front.</b>	<b>Sag.</b>	<b>Trasv.</b>
Gribble et al. 2009		<b>X</b>			<b>X</b>	
De Ridder et al. 2015	<b>X</b>	<b>X</b>	<b>X</b>	<b>X</b>	<b>X</b>	<b>X</b>
Son et al. 2017	<b>X</b>	<b>X</b>		<b>X</b>	<b>X</b>	
Kim et al. 2019	<b>X</b>	<b>X</b>		<b>X</b>	<b>X</b>	
Lin et al. 2019	<b>X</b>	<b>X</b>		<b>X</b>	<b>X</b>	
McCann et al. 2019	<b>X</b>	<b>X</b>	<b>X</b>	<b>X</b>	<b>X</b>	<b>X</b>
Jeon et al. 2020		<b>X</b>			<b>X</b>	
Han et al. 2021	<b>X</b>	<b>X</b>		<b>X</b>	<b>X</b>	
Simpson et al. 2021	<b>X</b>	<b>X</b>	<b>X</b>	<b>X</b>	<b>X</b>	<b>X</b>
Watabe et al. 2021		<b>X</b>			<b>X</b>	
Kawahara et al. 2022	<b>X</b>	<b>X</b>			<b>X</b>	

Tab 15. Piani dello spazio considerati per "cinematica articolare"

## Elettromiografia

Di seguito sono illustrati i muscoli interessati dall'analisi elettromiografica per ciascun articolo:

Articolo	Anca			Ginocchio				
	Gr. gluteo	Gluteo med.	Addutt. lungo	Retto fem.	Vasto mediale	Vasto laterale	Bicipite fem.	Ischio med.
Kim et al. 2019	X	X	X			X		X
Lin et al. 2019		X		X	X		X	
Moisan et al. 2020		X			X	X	X	
Han et al. 2021	X	X	X			X		X
Mendes et al. 2021		X		X				

Tab 16. Muscoli considerati dall'analisi elettromiografica

Di seguito sono presentati solamente i risultati statisticamente significativi (considerati quando  $p\text{-value} < 0.05$ ) per articolo, suddivisi secondo la tipologia di landing considerato dagli studi:

Articolo	Risultati
<b>Single Leg Vertical Jump Landing</b>	
Son et al. 2017	<p>Rispetto al gruppo "Coper", il gruppo "C.A.I." presenta +5,6° di flessione d'anca durante il 3-100% dell'esecuzione del gesto, -6° di abduzione d'anca durante 0-100%, +6,3° di flessione di ginocchio durante 5-98%, -16% di attivazione del gluteo medio durante 0-2% e 35-74%, -15% attivazione del grande gluteo durante 0-3% e 28-72%, -1,5% di attivazione del vasto laterale durante 0-4% e 39-65%.</p> <p>Rispetto al gruppo "Sani", il gruppo "C.A.I." presenta +6,5° di flessione d'anca durante il 3-100%, -2° di abduzione d'anca durante 10-20%, +5,6° di flessione di ginocchio durante 5-36% e 72-88%, +2° di abduzione di ginocchio durante 0-7%, 18-42% e 84-97%, +13% di attivazione del medio gluteo durante 3-14% e -8% di attivazione del medio gluteo durante 35-45%, -24% attivazione del grande gluteo durante 24-71%, +2% di attivazione del vasto laterale durante 2-21% e -1% di attivazione del vasto laterale durante 44-60%.</p> <p>Rispetto al gruppo "Sani", il gruppo "Coper" presenta +4,6° di abduzione d'anca durante 0-98%, -3,3° di flessione del ginocchio durante 37-71%, +3,5° di abduzione del ginocchio durante 4-64%.</p>

Kim et al. 2019	Rispetto al gruppo “Sani”, il gruppo “C.A.I.” presenta +2,2° di flessione d’anca durante 0-83%, +1,5° di abduzione d’anca durante 10-65%, +2,4° di flessione di ginocchio durante 12-90%, +5% di attivazione dell’adduttore lungo durante 0-40% e 93-100%, +3,8% di attivazione del grande gluteo durante 25-36% e -3,8% di attivazione del grande gluteo durante 56-77%, +5,2% di attivazione del gluteo medio durante 32-40%, +2,7% di attivazione del vasto laterale durante 0-100%.
Han et al. 2021	<p>Rispetto al gruppo “Coper”, il gruppo “C.A.I.” presenta +3° di flessione d’anca da 75ms pre-atte­rraggio a contatto iniziale, -3,2° di abduzione d’anca da 150ms pre-atte­rraggio al contatto iniziale, +1,5° di abduzione di ginocchio da 150ms a 105ms pre-atte­rraggio, -2,4% di attivazione dell’adduttore lungo da 93ms pre-atte­rraggio a contatto iniziale, -5% di attivazione del medio gluteo da 150ms pre-atte­rraggio a contatto iniziale, -5% di attivazione del grande gluteo da 150ms pre-atte­rraggio a contatto iniziale, -0,4% di attivazione del vasto laterale da 15ms a 5ms pre-atte­rraggio.</p> <p>Rispetto al gruppo “Sani”, il gruppo “C.A.I.” presenta +9,3° di flessione d’anca da 150ms pre-atte­rraggio a contatto iniziale, +13° di flessione di ginocchio da 150ms a 50ms pre-atte­rraggio, +1,5° di abduzione di ginocchio da 55ms pre-atte­rraggio a contatto iniziale, +1,7% di attivazione del medio gluteo da 150ms a 75ms pre-atte­rraggio, -3,5% di attivazione degli ischiocrurali mediali da 150ms pre-atte­rraggio a contatto iniziale, +0,7% di attivazione del vasto laterale da 150ms pre-atte­rraggio a contatto iniziale.</p> <p>Rispetto al gruppo “Sani”, il gruppo “Coper” presenta +5,7° di flessione d’anca da 150ms a 50ms pre-atte­rraggio, +3° di abduzione d’anca da 150ms pre-atte­rraggio a contatto iniziale, +8° di flessione di ginocchio da 150ms a 50ms pre-atte­rraggio, +3,5% di attivazione dell’adduttore lungo da 110ms pre-atte­rraggio a contatto iniziale, +5,4% di attivazione del medio gluteo da 150ms pre-atte­rraggio a contatto iniziale, +6,4% di attivazione del grande gluteo da 150ms pre-atte­rraggio a contatto iniziale, +0,9% di attivazione del vasto laterale da 150ms pre-atte­rraggio a contatto iniziale.</p>
Mendes et al. 2021	Rispetto al gruppo “Sani”, il gruppo “C.A.I.” presenta maggior attivazione del gluteo medio e del retto femorale durante la fase di propulsione.
<b>Single Leg Forward Jump Landing</b>	
Gribble et al. 2009	Rispetto al gruppo “Sani”, il gruppo “C.A.I.” presenta -4,3° di flessione di ginocchio 100ms prima dell’impatto.
De Ridder et al. 2015	Non sono state rilevate differenze statisticamente significative tra i gruppi “C.A.I.” e “Sani”

Lin et al. 2019	Rispetto ai gruppi “Sani” e “Coper”, il gruppo “C.A.I.” presenta maggiori angoli di flessione d’anca e ridotti di abduzione d’anca durante l’atterraggio.
McCann et al. 2019	Rispetto ai gruppi “Coper” e “Sani”, il gruppo “C.A.I.” presenta significativamente ridotta abduzione d’anca da 78ms pre contatto a 34ms post-contatto.
<b>Single Leg Forward Drop Landing</b>	
Jeon et al. 2020	Rispetto ai gruppi “F.A.I.” e “Sani”, il gruppo “M.A.I.” presenta alterazioni maggiori degli angoli di flessione di anca e ginocchio durante l’esecuzione del gesto
Moisan et al. 2020	Rispetto al gruppo “Sani”, il gruppo “C.A.I.” presenta ridotta attivazione del medio gluteo durante il 87-100% della fase di preattivazione, maggior attivazione del bicipite femorale durante il 39-40% della fase di preattivazione ed il 33-56% della fase di landing.
Simpson et al. 2021	Rispetto al gruppo “Sani”, il gruppo “C.A.I.” presenta -3,6° di abduzione d’anca da 200ms pre-landing a 200ms post-landing, -4,8° di flessione d’anca da 170ms a 200ms post-landing, +2,6° di abduzione di ginocchio da 115ms a 200ms post-landing, -6,9° di flessione di ginocchio da 135ms a 200ms post-landing, -2,4° di rotazione interna di ginocchio da 120ms a 185ms post-landing.
Watabe et al. 2021	Rispetto al gruppo “Sani”, il gruppo “Coper” presenta ridotti angoli di flessione d’anca durante l’esecuzione del gesto
Kawahara et al. 2022	Rispetto al gruppo “Sani”, il gruppo “C.A.I.” presenta +6° di flessione di ginocchio da 110ms a 140ms post-landing.
<b>Single Leg Lateral Drop Landing</b>	
Moisan et al. 2020	Rispetto al gruppo “Sani”, il gruppo “C.A.I.” presenta ridotta attivazione del medio gluteo durante il 0-5% della fase di preattivazione e ridotta attivazione del bicipite femorale durante il 73-100% della fase di preattivazione e durante il 0-12% della fase di atterraggio.
Kawahara et al. 2022	Rispetto al gruppo “Sani”, il gruppo “C.A.I.” presenta +5,7° di flessione di ginocchio dal contatto iniziale a 25ms post-atterraggio.

Tab 17. Risultati di ogni articolo riguardo “attività di landing” suddivisi tra i 4 tipi di gesto

## 5.4 Analisi del rischio di Bias

Gli articoli ottenuti, 20 in totale, sono stati analizzati singolarmente, utilizzando la scala modificata di Downs & Black, per quantificare il relativo rischio di Bias. I risultati dell'analisi sono riassunti nella tabella inferiormente:

		Relazione dei dati							Validità esterna		Validità interna – bias			Validità interna – confondimento		Punteggio (%)	
		1	2	3	5	6	7	10	11	12	16	18	20	21	22		
1	2009 Gribble et al. (1)[28]	●	●	●	●	●	●	●	●	●	●	●	●	●	●	?	78.6
2	2009 Gribble et al. (2) [24]	●	●	●	●	●	●	●	?	?	●	●	●	●	?	78.6	
3	2013 Negahban et al. [48]	●	●	●	●	●	●	●	?	?	●	●	●	●	?	78.6	
4	2014 Váczai et al. [54]	●	●	●	●	●	●	●	?	?	●	●	●	●	?	71.4	
5	2015 De Ridder et al. [55]	●	●	●	●	●	●	●	?	●	●	●	●	●	?	50	
6	2017 Son et al. [56]	●	●	●	●	●	●	●	?	●	●	●	●	●	?	71.4	
7	2018 McCann et al. [49]	●	●	●	●	●	●	●	●	●	●	●	●	●	?	78.6	
8	2019 Kim et al. [57]	●	●	●	●	●	●	●	●	?	●	●	●	●	?	57.1	
9	2019 Lim et al. [33]	●	●	●	●	●	●	●	?	?	●	●	●	●	?	71.4	
10	2019 McCann et al. [50]	●	●	●	●	●	●	●	●	●	●	●	●	●	?	64.3	
11	2020 Jeon et al. [58]	●	●	●	●	●	●	●	?	?	●	●	●	?	?	64.3	
12	2020 Kosik et al. [51]	●	●	●	●	●	●	●	●	●	●	●	●	●	?	78.6	
13	2020 Moisan et al. [32]	●	●	●	●	●	●	●	?	?	●	●	●	●	?	71.4	
14	2021 Han et al. [59]	●	●	●	●	●	●	●	?	?	●	●	●	?	?	57.1	
15	2021 Khalaj et al. [53]	●	●	●	●	●	●	●	●	●	●	●	●	●	?	78.6	
16	2021 Lee et al. [52]	●	●	●	●	●	●	●	?	?	●	●	●	?	?	71.4	
17	2021 Mendes et al. [60]	●	●	●	●	●	●	●	●	●	●	●	●	●	?	71.4	
18	2021 Simpson et al. [61]	●	●	●	●	●	●	●	?	?	●	●	●	?	?	64.3	
19	2021 Watabe et al. [62]	●	●	●	●	●	●	●	●	●	●	●	●	●	?	78.6	
20	2022 Kawahara et al. [63]	●	●	●	●	●	●	●	?	?	●	●	●	●	?	78.6	

● = Si; ● = No; ? = Non determinabile

(1) 2009 Gribble et al. “Differences in spatiotemporal landing variables during a dynamic stability task in subjects with CAI”

(2) 2009 Gribble et al. “An examination of ankle, knee, and hip torque production in individuals with chronic ankle instability”

Tab 18. Riassunto dei Bias degli articoli ottenuti

I principali bias si rilevano nella sezione di “Validità esterna” infatti la maggior parte degli studi ha reclutato i soggetti da varie università o società sportive, su base volontaria, oltre a non quantificare che parte della totalità della popolazione presa in oggetto sia rappresentata dal campione utilizzato.

Inoltre alcuni studi, nel riportare i loro risultati, non hanno riportato i relativi intervalli di confidenza o deviazioni standard, in altri casi non sono stati riportati i relativi p-value (es. 0.035) ma si sono limitati a riferire all'interno di quale range risiedessero (es. <0.05).

Segue la suddivisione degli articoli nelle 3 categorie in base alla qualità calcolata dalla scala modificata di *Downs & Black*:

	<b>Titoli articoli</b>	<b>N° articoli</b>
<b>Alta qualità</b> (≥75%)	Gribble et al. 2009 (1); Gribble et al. 2009 (2); Negahban et al. 2013; McCann et al. 2018; Kosik et al. 2020; Khalaj et al. 2021; Watabe et al. 2021; Kawahara et al. 2022	8 (40%)
<b>Moderata qualità</b> (60-74%)	Vàczi et al. 2014; Son et al, 2017; Lin et al. 2019; McCann et al. 2019; Jeon et al. 2020; Moisan et al. 2020; Lee et al. 2021; Mendes et al. 2021; Simpson et al. 2021	9 (45%)
<b>Bassa qualità</b> (<60%)	De Ridder et al. 2015; Kim et al. 2019; Han et al. 2021	3 (15%)
		20

*Tab 19. Suddivisione degli articoli per “grado di qualità”*

Come si può notare, la maggior parte degli articoli (85%) presenta una qualità alta o moderata.

Risulta comunque che una percentuale non trascurabile (15%) abbia una qualità bassa, dovuta principalmente al metodo di selezione della popolazione, spesso su base volontaria e non sufficientemente rappresentativa della popolazione generale affetta da C.A.I., oltre alla presentazione dei dati a volte carente dei valori probabilistici precisi.

## CAPITOLO 6: DISCUSSIONE

Di seguito sono rielaborati i dati ottenuti dalla ricerca bibliografica. Si è proceduto con l'analisi della forza muscolare al distretto "anca" secondo le direzioni di forza "flessione", "estensione", "abduzione", "adduzione", "rotazione esterna" e "rotazione interna", al distretto "ginocchio" secondo le direzioni di forza "flessione" ed "estensione". In letteratura, spesso si parla di deficit di forza patologico quando si raggiunge una riduzione pari al 10-15% del valore fisiologico normale [65]. In questo caso si è preso come riferimento fisiologico normale il valore medio del gruppo "Sani". Abbiamo dunque ipotizzato una riduzione della forza "ininfluente" quando compresa tra 100%-95% rispetto al valore di riferimento, "lieve" quando compresa tra 94%-90%, "moderata" quando compresa tra 89-70%, "grave" quando inferiore al 69% incluso.

Inoltre, è stato eseguito il confronto diretto tra gli articoli quando gli autori hanno utilizzato il medesimo metodo di misura, in questo caso l'analisi di una contrazione isometrica con dinamometro isocinetico misurata in Nm/kg. Questo confronto è stato possibile solamente per estensione, abduzione e rotazione esterna d'anca e per estensione di ginocchio. Successivamente sono stati analizzati i risultati riguardo alla ricerca sulle attività di "landing", suddividendoli in 4 gruppi secondo la tipologia di landing, declinandole in merito alle attivazioni muscolari e alla cinematica articolare.

### 6.1 Forza muscolare all'anca in pazienti C.A.I.

#### a) Flessione

Dei tre studi ottenuti dalla ricerca, due [48,53] hanno ottenuto risultati statisticamente significativi (p-value <0,005). Rispetto al gruppo "Sani", il gruppo "C.A.I." presenta, secondo il primo articolo, un deficit moderato di forza eccentrica, secondo *Khalaj et al.* presenta, invece, un grave deficit di forza isometrica (la media dei valori si attesta attorno al 56% del gruppo "Sani"). Solamente *Khalaj et al.* considera anche un gruppo "Coper", senza individuare deficit di forza isometrica rispetto al gruppo "Sani".

#### b) Estensione

Gli studi ottenuti dalla ricerca che per il valore della forza presentano un p-value statisticamente significativo [49,51,53] evidenziano tutti, per il gruppo "C.A.I." rispetto al gruppo "Sani", una forza diminuita a livello della muscolatura estensoria

con deficit moderati e lievi [49,51] oppure grave nel caso di *Khalaj et al.*. Tutti e tre gli articoli analizzano anche un gruppo “Coper” e risulta che rispetto al gruppo “Sani” non presenta deficit di forza significativi [49,51] oppure un deficit lieve [53].

Grazie al simile metodo di misura della forza muscolare adottato dagli autori (dinamometro isocinetico con contrazione isometrica) risultano direttamente confrontabili *McCann et al. (2018)*, *McCann et al. (2019)* (unico con p-value statisticamente significativo), *Kosik et al.* e *Khalaj et al.*.

Inoltre, è stato possibile fare la media ponderata delle misure dei vari studi, ottenendo:

- per il gruppo “Sani”: 1.53 Nm/kg
- per il gruppo “C.A.I.”: 1.18 Nm/kg
- per il gruppo “Coper”: 1.4 Nm/kg

Il confronto è esposto nel grafico sottostante:

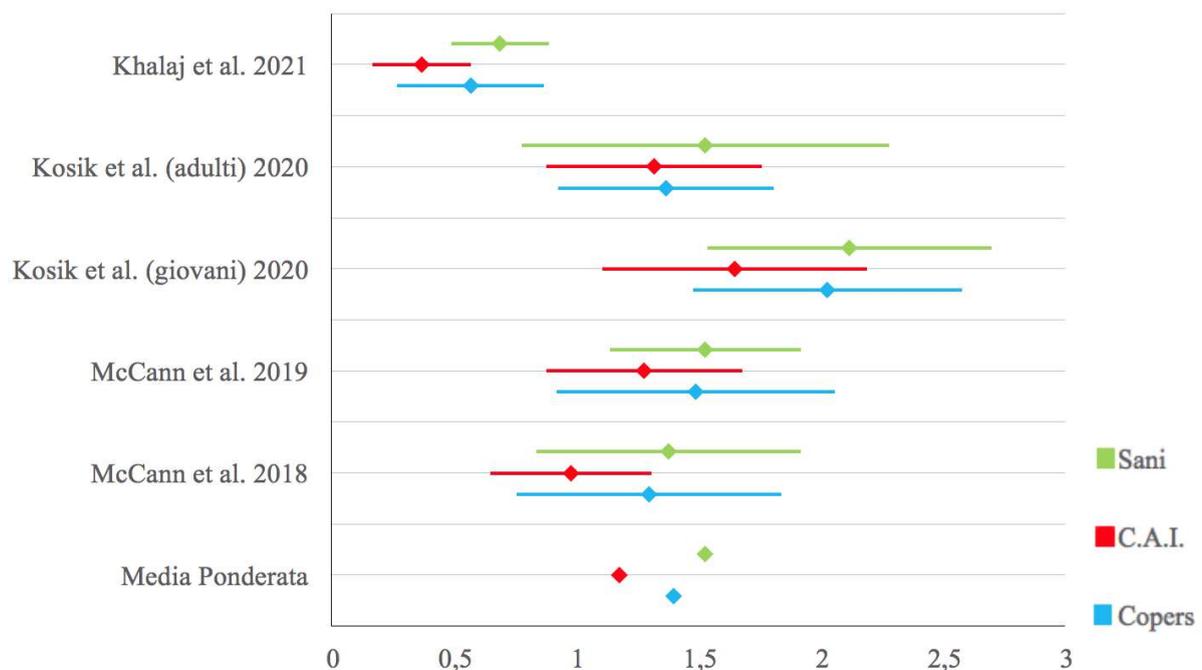


Fig 10. Confronto tra isometriche di estensione d'anca

Risulta che in generale il gruppo “Sani” tende a produrre in media il maggior livello di forza, seguito a breve distanza dal gruppo “Coper” e, infine, con una riduzione significativa dei valori medi, dal gruppo “C.A.I.”.

### c) Abduzione

Gli studi statisticamente significativi [52,53], mettono in luce un deficit grave e moderato di forza nel gruppo “C.A.I.” rispetto al gruppo “Sani” con dei valori ridotti

attorno al 62-78%. *Khalaj et al.*, prendendo in esame anche un gruppo “coper”, non evidenzia differenze di forza rispetto al gruppo “Sani”.

Grazie al simile metodo di misura della forza muscolare adottato dagli autori (dinamometro isocinetico con contrazione isometrica) risultano direttamente confrontabili *McCann et al. (2018)*, *McCann et al. (2019)*, *Kosik et al.* e *Khalaj et al.*.

Inoltre, è stato possibile fare la media ponderata delle misure dei vari studi, ottenendo:

- per il gruppo “Sani”: 1.71 Nm/kg
- per il gruppo “C.A.I.”: 1.45 Nm/kg
- per il gruppo “Coper”: 1.61 Nm/kg

Il confronto è esposto nel grafico sottostante:

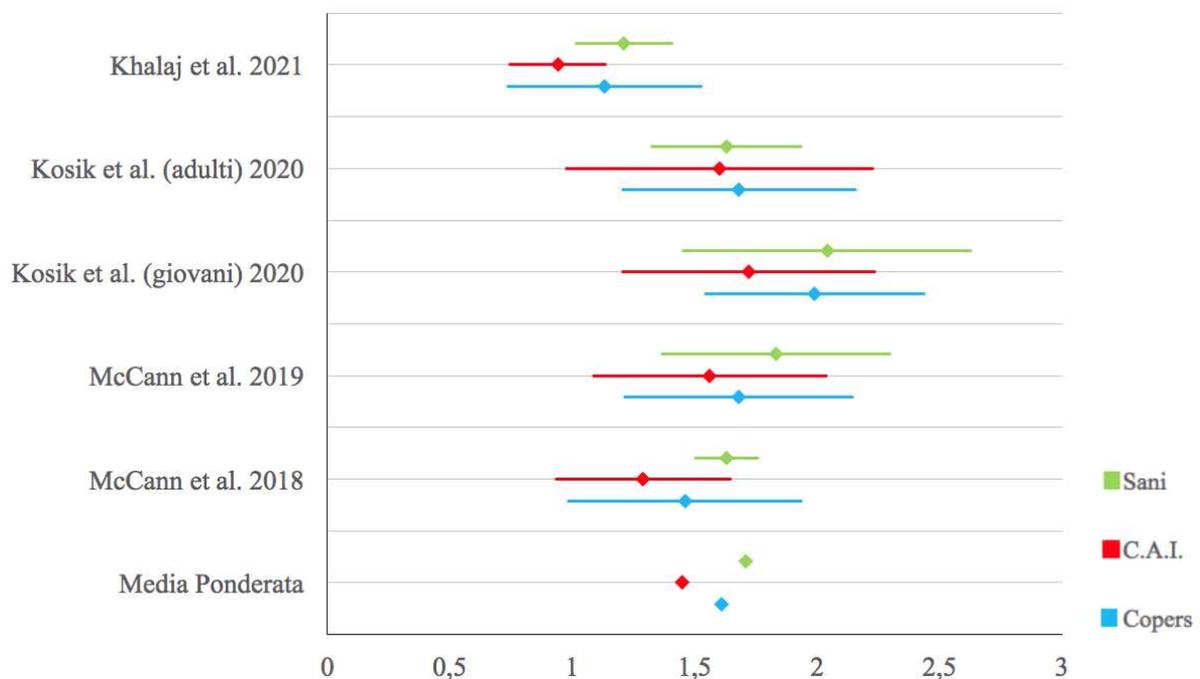


Fig 11. Confronto tra isometriche di abduzione d'anca

Si può notare come, anche in questo caso, tendenzialmente si ha un marcato deficit nel gruppo “C.A.I.”, tranne nella popolazione “adulti” di *Kosik et al.* (p-value di 0,182) dove i gruppi sono praticamente equivalenti. Il gruppo “Coper”, seppur graficamente presenti dei valori lievemente ridotti rispetto al gruppo “Sani”, non presenta deficit di forza rispetto al gruppo “Sani”.

#### d) Adduzione

*Khalaj et al.*, unico studio con un p-value statisticamente significativo (0,001) evidenzia deficit sia per quanto riguarda il gruppo “C.A.I.” (deficit moderato) sia per il gruppo “Coper” (deficit lieve) rispetto al gruppo “Sani”.

### e) Rotazione esterna

Tre studi hanno analizzato il movimento di rotazione esterna [49,50,53]. *McCann et al. (2018)* evidenzia deficit di forza lievi per quanto riguarda i gruppi “C.A.I.” e “Coper” rispetto al gruppo “Sani”, invece *McCann et al. (2019)* non riscontra deficit di forza tra i gruppi.

Grazie al simile metodo di misura della forza muscolare adottato dagli autori (dinamometro isocinetico con contrazione isometrica) risultano direttamente confrontabili *McCann et al. (2018)*, *McCann et al. (2019)* e *Khalaj et al.*.

Inoltre, è stato possibile fare la media ponderata delle misure dei vari studi, ottenendo:

- per il gruppo “Sani”: 0.59 Nm/kg
- per il gruppo “C.A.I.”: 0.5 Nm/kg
- per il gruppo “Coper”: 0.56 Nm/kg

Il confronto è esposto nel grafico sottostante:

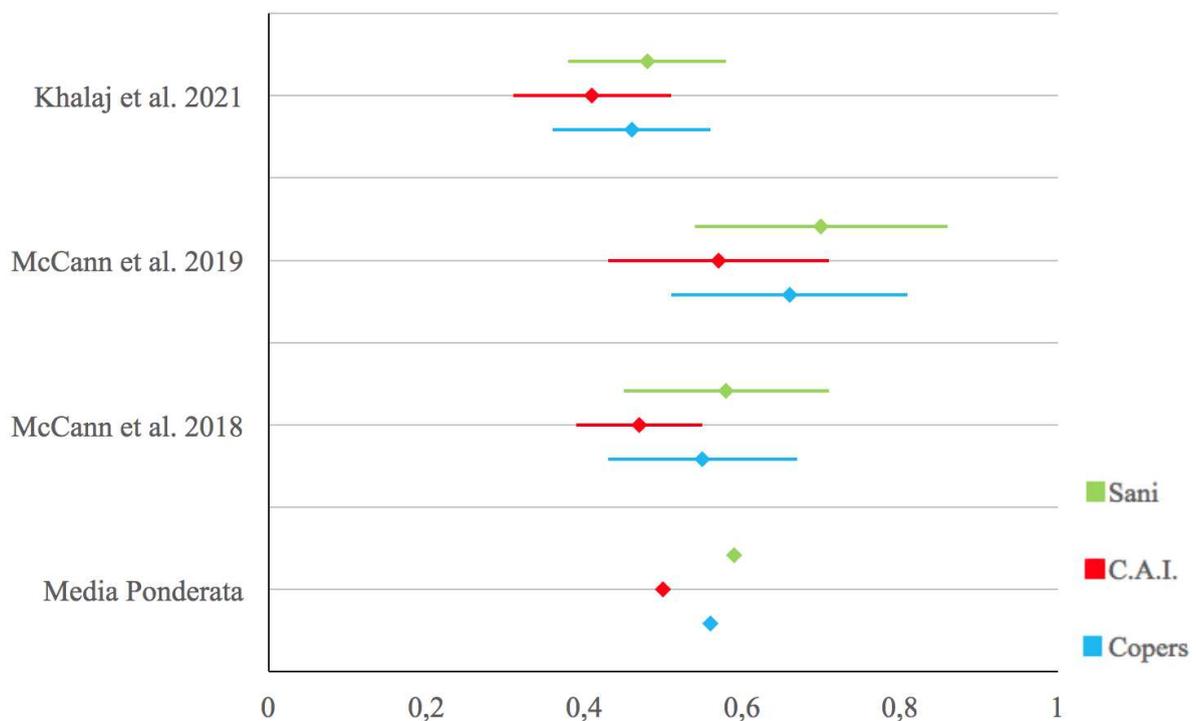


Fig 12. Confronto tra isometriche di rotazione esterna d'anca

Si può notare come solamente il gruppo “C.A.I.” tende a presentare valori medi ridotti, dimostrandone un deficit di forza “lieve” rispetto agli altri due gruppi “Coper” e “Sani” che tra loro presentano invece valori molto simili.

#### **f) Rotazione interna**

L’unico studio volto ad analizzare la forza dei rotatori interni, *Khalaj et al.*, presenta un p-value di 0,095, e seppur evidenzi un deficit di forza lieve del gruppo “C.A.I.” rispetto agli altri due gruppi, risulta non statisticamente significativo.

### **6.2 Forza muscolare al ginocchio in pazienti C.A.I.**

#### **a) Flessione**

Due articoli statisticamente significativi hanno analizzato il movimento di flessione [24,53]. In tutti viene evidenziato un deficit della forza nel gruppo “C.A.I.” rispetto al gruppo “sani”, nel primo caso un deficit moderato, nel secondo un deficit grave. *Khalaj et al. (2021)* è l’unico studio che considera anche un gruppo “Coper”, dimostrando assenze di deficit di forza rispetto al gruppo “Sani”.

#### **b) Estensione**

Cinque studi hanno analizzato il movimento di flessione [24,48,51,54,53], ma solamente due riportano dati statisticamente significativi (*Gribble et al.* con p-value 0,03 e *Khalaj et al* con p-value 0,001), riportando valori contrastanti per quanto riguarda il gruppo “C.A.I.”, infatti il primo articolo evidenzia assenze di alterazioni della forza mentre l’altro evidenzia un deficit grave di forza rispetto al gruppo “Sani”. Due studi, di cui uno con risultati statisticamente significativi [53] hanno analizzato gruppi “Coper”, dove risultano assenti differenze di forza tra i gruppi “Coper” e “Sani”.

Grazie al simile metodo di misura della forza muscolare adottato dagli autori (dinamometro isocinetico con contrazione isometrica) risultano direttamente confrontabili *Kosik et al.* e *Khalaj et al.*.

Inoltre, è stato possibile fare la media ponderata delle misure dei vari studi, ottenendo:

- per il gruppo “Sani”: 1,79 Nm/kg
- per il gruppo “C.A.I.”: 1.54 Nm/kg

- per il gruppo “Coper”: 1.68 Nm/kg

Il confronto è esposto nel grafico sottostante:

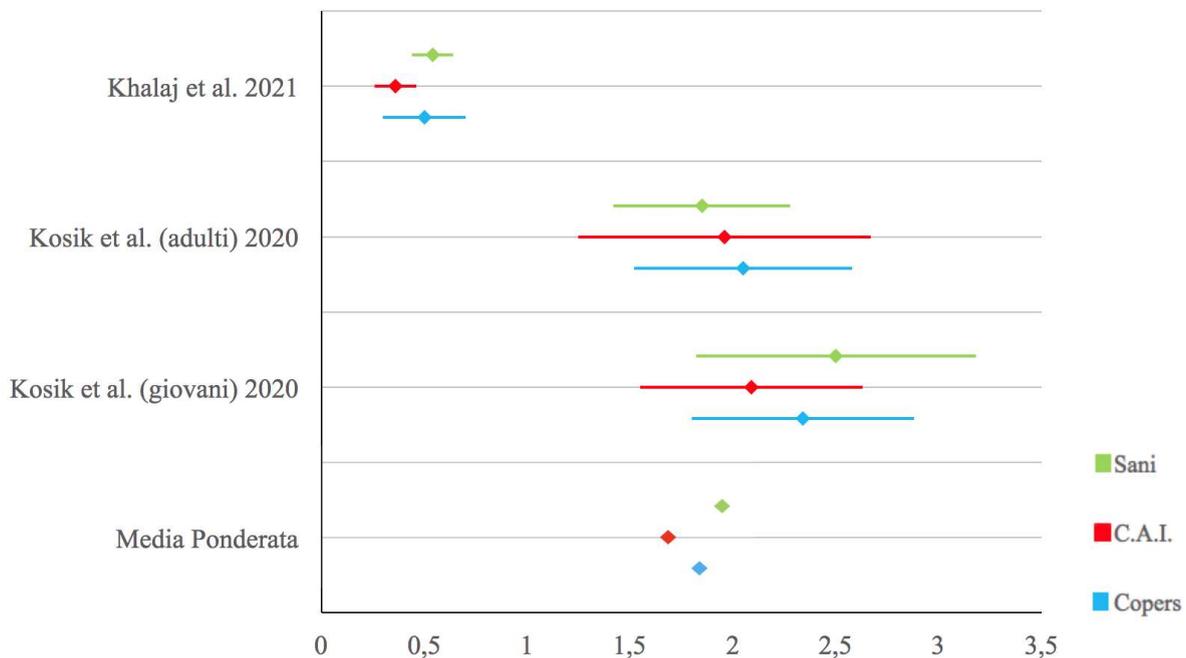


Fig 13. Confronto tra isometriche di estensione di ginocchio

Si può notare che valutando la media ponderata il gruppo “C.A.I.” risulti il più deficitario, inoltre il gruppo “Coper” presenta anch’esso, seppur lieve, un deficit rispetto al gruppo “Sani”. Unica eccezione, nel gruppo “adulti” di *Kosik et al.* il gruppo “Sani” presenta una forza inferiore rispetto agli altri due gruppi.

### 6.3 Alterazioni durante le attività di landing

I gesti di “landing” differiscono tra gli articoli, in generale se ne distinguono 4 macroaree:

- Single Leg Vertical Jump Landing: consiste in un salto verticale massimale a cui segue un atterraggio monopodalico su una pedana pressoria
- Single Leg Forward Jump Landing: consiste in un salto in direzione anteriore, a volte superando un ostacolo, a cui segue un atterraggio monopodalico con o senza l’aiuto degli arti superiori
- Single Leg Forward Drop Landing: consiste in un salto da una posizione sopraelevata, atterrando su un arto solo su una pedana posta anteriormente e inferiormente alla posizione di partenza

- Single Leg Lateral Drop Landing: consiste in un salto da una posizione sopraelevata, atterrando su un arto solo su una pedana posta lateralmente e inferiormente alla posizione di partenza

Segue un'analisi delle attivazioni muscolari e della cinematica articolare per i vari tipi di attività di "landing":

#### **a) Single Leg Vertical Jump Landing**

*Gruppo "C.A.I." Vs. Gruppo "Sani"*

A livello dell'anca, dei tre studi che hanno analizzato la cinematica articolare [56,57,59], tutti evidenziano un aumento dell'angolo di flessione, con valori che variano da 2,2° a 9,3°, oltre a maggior attivazione del medio gluteo dalla fase di pre-attivazione al contatto con il terreno. Vi sono discordanze riguardo agli altri piani di movimento, ad esempio *Son et al.* evidenziano una riduzione dell'abduzione nella prima fase di esecuzione del gesto mentre *Kim et al.* evidenziano l'opposto, ovvero un aumento dell'angolo di abduzione. In generale tutti gli articoli che hanno considerato attivazioni muscolari a livello del distretto "anca" dimostrano una maggior attivazione della muscolatura nel gruppo "C.A.I." rispetto al gruppo "Sani", tranne per quanto riguarda il grande gluteo, che nella fase terminale di pre-attivazione presenta una minor attivazione, *Son et al.* misurano una riduzione di -24% mentre secondo *Kim et al.* -3,8%. A livello del ginocchio, tutti gli studi che hanno considerato la cinematica articolare [56,57,59] evidenziano un aumento degli angoli di flessione, con risultati altamente variabili tra loro (da 2,4° a 13°). Inoltre, sia *Son et al.* che *Han et al.* evidenziano, seppur lieve, un aumento degli angoli di abduzione a livello del ginocchio. Tutti gli studi mettono in risalto una maggior attivazione muscolare generale a livello del distretto "ginocchio", seppur con differenze lievi rispetto alla popolazione sana. Gli elementi di maggior rilievo sembrerebbero quindi, nel gruppo "C.A.I." rispetto al gruppo "Sani", un aumento degli angoli di flessione d'anca e di flessione e abduzione (lievemente) di ginocchio, in generale una maggior attivazione muscolare sia al distretto anca che al distretto ginocchio durante l'esecuzione del gesto, tranne nella fase finale di preparazione all'atterraggio dove risulta ridotta l'attivazione del grande gluteo.

### *Gruppo "C.A.I." Vs. Gruppo "Coper"*

Il gruppo "C.A.I." rispetto al gruppo "Coper" tende a presentare nella fase di contatto con il terreno, come evidenziato da *Son et al.* e *Han et al.*, maggiori angoli di flessione d'anca e ridotti angoli di abduzione d'anca oltre ad una riduzione dell'attività muscolare di medio gluteo e grande gluteo. A livello del ginocchio, i due studi [56,59], evidenziano un lieve deficit di attivazione del vasto laterale nella fase di pre-attivazione. Sembrerebbe quindi nei pazienti C.A.I., rispetto ai pazienti Coper, vi sia una maggior ammortizzazione a livello dell'anca piuttosto che al distretto "ginocchio".

### *Gruppo "Coper" Vs. Gruppo "Sani"*

Due studi, *Son et al.* e *Han et al.*, hanno confrontato i gruppi "Coper" e "Sani". Sembra risultare che nei pazienti Coper, rispetto alla popolazione sana, nella fase di pre-attivazione vi sia maggior abduzione d'anca e maggior attivazione della muscolatura dell'anca. Rispetto al distretto "ginocchio" i risultati sono contrastanti, uno studio [56] evidenzia una riduzione mentre l'altro studio [59] evidenzia un aumento degli angoli di flessione di ginocchio durante la fase di pre-attivazione. Si potrebbe ipotizzare che nella popolazione "Coper" rispetto alla popolazione sana, durante l'esecuzione del gesto, in particolare nella fase di pre-atteiraggio, vi sia una preparazione dell'anca in una posizione maggiormente abdotta e maggior partecipazione muscolare generale, possibilmente per posizionare l'arto inferiore in una situazione più stabile e controllabile.

### **b) Single Leg Forward Jump Landing**

Due studi [33,50] evidenziano un minor angolo di abduzione durante il contatto col terreno nel gruppo "C.A.I." rispetto ai gruppi "Coper" e "Sani". Ciò potrebbe avere un effetto negativo in quanto aumentando il momento adduttore in seguito ad un salto anteriore, si incrementerebbe il valgismo a livello del ginocchio, elemento associato a varie patologie come la lesione del legamento crociato anteriore [64]. Questo "crollo" in abduzione potrebbe essere dovuto ad un deficit muscolare da parte della muscolatura stabilizzatrice dell'anca ma gli autori non hanno rilevato alterazioni in merito. Inoltre *Lin et al.* evidenziano un incremento dell'angolo di flessione durante l'atterraggio sempre nel gruppo "C.A.I." Solamente uno studio [28] evidenzia un'alterazione a carico del distretto "ginocchio". Gli autori riportano una riduzione di 4,3° di flessione nella fase di pre-contatto nel gruppo "C.A.I." rispetto al gruppo "Sani". Questo potrebbe essere correlato con ciò che è evidenziato

da *Lin et al.*, ovvero un incremento dell'angolo di flessione a livello dell'anca. Sembrerebbe quindi che durante il salto anteriore, nei pazienti C.A.I. una maggior parte del momento flessorio è redistribuito all'anca, che tramite un incremento dei suoi angoli di flessione ed adduzione ammortizza l'impatto col terreno.

### **c) Single Leg Forward Drop Landing**

Confrontando il gruppo "C.A.I." rispetto al gruppo "Sani", *Moisan et al.* evidenziano una riduzione dell'attivazione del medio gluteo nella fase di pre-attivazione prima del contatto al terreno. *Simpson et al.* evidenziano al contatto una riduzione dell'angolo di abduzione d'anca di  $-3,6^\circ$ . Questi due elementi potrebbero essere correlati, spiegandosi col fatto che una muscolatura abduztrice che non si attivi efficacemente risulti in un aumentato momento adduttore a livello dell'anca. *Simpson et al.* evidenziano un aumento della rotazione esterna di ginocchio in seguito all'atterraggio, compatibile con l'ipotesi che un momento adduttore a livello dell'anca si ripercuota sul ginocchio, andando a incrementarne il valgismo (indicato dall'aumento di rotazione esterna di tibia su femore). Due studi [61,63] sono invece in contrasto per quanto riguarda il movimento di flessione di ginocchio all'atterraggio, il primo studio riporta un incremento di  $6^\circ$  mentre il secondo studio una riduzione di  $-6,9^\circ$ .

### **d) Single Leg Lateral Drop Landing**

A livello dell'anca non sono presenti alterazioni in comune tra gli articoli. Entrambi gli studi evidenziano delle alterazioni al ginocchio all'interno della stessa fase di esecuzione del gesto, ovvero quella del contatto al terreno. Rilevando nel gruppo "C.A.I." rispetto al gruppo "Sani", una riduzione dell'attivazione del bicipite femorale [32], ed un aumento dell'angolo medio di flessione di  $+5,7^\circ$  [63]. Si potrebbe ipotizzare che durante l'atterraggio laterale o il ginocchio nei pazienti "C.A.I." tende ad essere disfunzionale e non reagisce correttamente alle richieste del compito o che nei pazienti "C.A.I.", durante questo tipo di salto laterale, vi sia un compenso da parte del distretto "ginocchio" che ammortizza una maggior parte delle forze in gioco rispetto agli altri distretti.

## 6.4 Limiti dell'indagine bibliografica

Durante lo svolgimento di questa indagine si è ricercata la maggior accuratezza possibile nel recupero dei dati necessari e nell'analisi degli stessi, ciononostante questo studio presenta vari limiti.

- Per la valutazione della forza muscolare mediante macchinario isometrico, è stato possibile il confronto diretto solamente tra 5 articoli su un totale di 8 ottenuti dalla ricerca in letteratura a causa dell'elevata eterogeneità nei metodi di misurazione tra i vari articoli.
- Nell'analisi delle disfunzioni nelle attività di "landing", gli articoli sono stati suddivisi in 4 macro-categorie di "landing", seppur all'interno della stessa categoria a volte gli studi differissero lievemente sul metodo di esecuzione del gesto. Ciò va ad inficiare sulla confrontabilità dei risultati ottenuti dagli articoli.
- L'età dei partecipanti nei vari studi è relativamente giovane, attorno ai 20/25 anni mediamente, tranne per *Kosik et al.* che considerano un ulteriore gruppo con un'età media di circa 50/55 anni. Questo fattore limita l'applicabilità dei risultati ottenuti al di fuori della popolazione considerata dagli articoli, soprattutto se si intende estendere i risultati alla popolazione generale affetta da C.A.I..
- Dei 20 articoli considerati dall'indagine bibliografica, solamente 10, quindi il 50% ha considerato anche un gruppo "Coper" all'interno dell'analisi, ciò ha limitato considerevolmente la possibilità di analizzare il gruppo "Coper" per mancanza di dati.
- Per quanto riguarda l'analisi delle attività di "landing", molti più dati erano disponibili riguardanti il primo tipo di gesto, il "Single Leg Forward Jump Landing", per cui è stato possibile un confronto tra i vari gruppi "C.A.I.", "Coper" e "Sani", mentre per le altre tre tipologie di gesto è stato possibile eseguire un confronto solamente quando i dati erano disponibili.
- Non è stato possibile effettuare un'analisi statistica dei risultati ottenuti in quanto non si sono posseduti i valori singoli di ogni misurazione per soggetto analizzato dai vari articoli.

Nonostante ciò, la scelta di outcome quali forza muscolare, cinematica articolare e attivazioni muscolari, quest'ultime in un contesto dinamico, permettono di illustrare una panoramica generale, seppur limitata, dei distretti "anca" e "ginocchio". Inoltre la maggior parte degli studi selezionati risultano pubblicati negli anni 2019/2020/2021 consentendo all'indagine

eseguita di essere il più possibile aggiornata secondo la pratica clinica e conoscenze scientifiche moderne.

## CONCLUSIONI

L'instabilità cronica di caviglia "C.A.I." è una patologia multifattoriale dovuta a deficit sensorio-percettivi, motorio-comportamentali ed impairment pato-meccanici. L'area su cui ha un maggior impatto è sicuramente l'area sportiva, dove il 45% dei calciatori che hanno subito almeno una distorsione di caviglia ne soffre, il 28/30% nel basket.

La letteratura riguardante la caviglia lesa nei pazienti affetti da questa patologia complessa è abbondante, ciò non è valido per l'anca e ginocchio, dove gli studi sono scarsi a volte in contrasto tra loro.

Visto che all'interno di un'altra patologia, la lesione del legamento crociato anteriore, giocano un ruolo di rilievo l'anca ed in particolare il valgismo di ginocchio e alla contraddittorietà tra i vari studi, l'obiettivo prefissato di questa indagine è stato indagare disfunzioni dei distretti "anca" e "ginocchio" nella popolazione affetta da C.A.I..

L'indagine bibliografica ha permesso un approfondimento per quanto riguarda le disfunzioni a livello di anca e ginocchio nei pazienti "C.A.I." rispetto alla popolazione sana e, quando possibile, alla popolazione "Coper", analizzandone forza e attivazioni muscolari, cinematica articolare durante attività di landing:

- dall'analisi della forza muscolare misurata tramite macchinario isocinetico è stato possibile evidenziare la presenza di deficit di forza prossimali nella popolazione "C.A.I." rispetto alla popolazione sana e "Coper", in particolare a carico della muscolatura dei flessori d'anca (con un deficit moderato/grave), degli estensori d'anca (gravità variabile tra gli articoli e quindi non definibile con precisione), degli abduzioni d'anca (deficit moderato/grave) ed infine dei flessori di ginocchio (deficit moderato/grave). Per quanto riguarda gli altri gruppi muscolari non sono state rilevate differenze significative (rotazione esterna d'anca) oppure gli articoli hanno riportato risultati contrastanti tra loro (adduzione d'anca ed estensione di ginocchio). Per quanto riguarda la popolazione "Coper" rispetto alla popolazione sana, i livelli di forza isocinetica erano pressoché equiparabili per tutti i gruppi muscolari, tranne per quanto riguarda l'adduzione d'anca dove il singolo articolo analizzato ha evidenziato un deficit lieve. Non è stato possibile analizzare il movimento di rotazione interna d'anca a causa dell'assenza di risultati statisticamente significativi riportati dagli articoli.

- per quanto riguarda le attività di “landing” sono stati riscontrati svariati deficit. In generale, dall’analisi dei 4 gesti risulta maggiormente disfunzionale il distretto “anca” rispetto al distretto “ginocchio”, anche se in determinati casi si sono ipotizzate delle connessioni tra le disfunzioni di un distretto all’altro. Ad esempio nel caso del terzo gesto, il “Single Leg Forward Drop Landing”, nel gruppo “C.A.I.” rispetto al gruppo “Sani” si evidenzia all’atterraggio una riduzione degli angoli di abduzione e di attivazione del medio gluteo a livello dell’anca e contemporaneamente un aumento della rotazione esterna tibiale a livello del ginocchio, facendo ipotizzare un rapporto causale tra tale alterazione all’anca e l’alterazione al ginocchio. Le disfunzioni presenti nei pazienti “C.A.I.” sono altamente variabili in base al contesto ed al gesto sportivo da eseguire, infatti rispetto al gruppo “Sani” nel gesto “Single Leg Lateral Drop Landing” i pazienti “C.A.I.” presentano all’atterraggio un aumento dell’angolo di flessione del ginocchio, nel gesto “Single Leg Forward Jump Landing” invece una riduzione.

In conclusione possiamo affermare che sono effettivamente presenti degli elementi disfunzionali a carico dei distretti “anca” e “ginocchio” nei pazienti “C.A.I.” rispetto alla popolazione “Coper” e sana. Più specificatamente sembrerebbe maggiormente coinvolto il distretto “anca” sia per quanto riguarda la forza muscolare sia durante l’esecuzione dei “jump landing”.

Purtroppo da questa analisi bibliografica non è possibile valutare se il legame tra disfunzione prossimale e distale sia un elemento patologico o piuttosto un adattamento da parte della persona per far fronte ai deficit causati da C.A.I., tuttavia l’assenza o riduzione considerevole nei pazienti “Coper” dei deficit spesso rilevati nei pazienti “C.A.I.” fa supporre che in qualche modo la risoluzione dei deficit prossimali sia collegata con la risoluzione della patologia. Risulta quindi di primaria importanza, all’interno del trattamento C.A.I., un’attenta analisi dei distretti più prossimali, in particolare a livello dell’anca, sia in termini di forza muscolare sia in contesti dinamici quali gesti sportivi o funzionali, in quanto potrebbe essere uno degli elementi distintivi che contraddistingue l’esito positivo del trattamento nei pazienti “Coper”.

## BIBLIOGRAFIA

1. Neumann D.A. (2017), *“Kinesiology of the Musculoskeletal System”*, Elsevier, St. Louis.
2. Golano P., Vega J., De Leeuw P.A.J., Malagelada F., Manzanares M.C., Gotzens V., Van Dijk C.N. (2010), *“Anatomy of the ankle ligaments: a pictorial essay”*, *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc.*, Vol 18, n°5, pag. 557-569.
3. Poinkilainen V., Kuitunen I., Liukkonen R., Vaajala M., Reito A., Uimonen M. (2022), *“The incidence of musculoskeletal injuries: a systematic review and meta-analysis”*, *Bone Joint Res*, Vol 11, n°11, pag. 814-825.
4. Gribble P.A., Bleakley C.M., Caulfield B.M., Docherty C.L., Fourchet F., Fong D.T.P., Hertel J., Hiller C.E., Kaminski T.W., McKeon P.O., Refshauge K.M., Verhagen, Vicenzino B.T., Wikstrom E.A., Delahunt E. (2016), *“Evidence review for the 2016 International Ankle Consortium consensus statement on the prevalence, impact and long-term consequences of lateral ankle sprain”*, *Br J Sports Med* Vol. 50, pag. 1496-1505.
5. Hootman j.M., Dick R., Agel J. (2007), *Epidemiology of College Injuries for 15 Sports: Summary and Recommendations for Injury Prevention Initiatives*, *Journal of athletic Training*, Vol 42, n°2, pag. 311-319.
6. Ruiz-Sanchez F.J., Ruiz-Munoz M., Martin-Martin J., Chena-Jimenez, M, Perez-Belloso A.J., Romero-Galisteo R.P., Gonzalez-Sanchez M. (2022), *“Management and treatment of ankle sprain according to clinical practice guidelines. A PRISMA systematic review”*, *Medicine*, Vol 101, n°42, pag. 1-6.
7. Shah S., Thomas A.C., Noone J.M., Blanchette C.M., Wikstrom E.A. (2016), *“Incidence and Cost of Ankle Sprains in United States Emergency Departments”*, *Sports Health*, Vol 8, n°6, pag. 547-552.
8. Williams G.N., Jones M.H., Amendola A. (2007), *“Syndesmotic Ankle Sprains in Athletes”*, *The American Journal of Sports Medicine*, Vol 35, n°7, pag. 1197-1207.
9. Doherty C., Bleakley C., Hertel J., Caulfield B., Ryan., Delahunt. (2016), *“Recovery From a First-Time Lateral Ankle Sprain and the Predictors of Chronic Ankle Instability: A Prospective Cohort Analysis”*, *Am J Sports Med*, Vol 44, n°4, pag. 995-1003.
10. Gribble P.A., Delahunt E., Bleakley C., Caulfield B., Docherty C., Fourchet F., Fong D.T.K., Hertel j., Hiller C., Kaminski., McKeon P., Refshauge K., Van der Wees P., Vincenzino B., Wikstrom E. (2013), *“Selection criteria for patients with chronic ankle instability in controlled research: a position statement of the International Ankle Consortium”*, *Br J Sports Med*, Vol 48, pag. 1014-1018.
11. Hertel J., Corbett R.O. (2019), *“An Updated Model of Chronic Ankle Instability”*, *Journal of Athletic Training*, Vol 54, n°6, pag.572-588.
12. Hoch M.C., McKeon P.O. (2014), *“Peroneal Reaction Time after Ankle Sprain: A Systematic Review and Meta-analysis”*, *Med. Sci. Sports Exerc.*, Vol 4, n°3, pag. 546-556.
13. Simpson J.D., Stewart E.M., Turner A.J., Macias D.M., Chander H., Knight A.C. (2020), *“Lower Limb Joint Kinetics During a Side-Cutting Task in Participants With or Without Chronic Ankle Instability”*, *Journal of Athletic Training*, Vol 55, n°2, pag. 1-7.

14. Yu P., Qichang M., Liangliang X., Fernandez J., Yaodong G. (2022), "*Differences in the locomotion biomechanics and dynamic postural control between individuals with chronic ankle instability and copers: a systematic review*", *Sports Biomechanics*, Vol 21, n°4, pag. 531-549.
15. Attenborough A.S., Hiller C.E., Smith R.M., Stuelcken M., Greene A., Sinclair P.J. (2014), "*Chronic Ankle Instability in Sporting Populations*", *Sports Med.*, Vol 44, n°11, pag. 1545-1556.
16. Hanson A.M., Padua D.A., Blackburn J.T., Prentice W.E., Hirth C.J. (2008), "*Muscle Activation During Side-Step Cutting Maneuvers in Male and Female Soccer Athletes*", *Journal of Athletic Training*, Vol 43, n°2, pag. 133-143.
17. Fong C.M., Blackburn J.T., Norcross M.F., McGrath M., Padua D.A. (2011), "*Ankle-Dorsiflexion Range of Motion and Landing Biomechanics*", *Journal of Athletic Training*, Vol 46, n°1, pag. 5-10.
18. Pandy ;G., Zajac F.E., Sim E., Levine W.S. (1990), "*An optimal control model for maximum-height human jumping*", *J. Biomechanics*, Vol 23, n°12, pag. 1195-1198.
19. Hovey S., Wang H., Judge L.W., Avedesian J.M., Dickin D.C. (2019), "*The effect of landing type on kinematics and kinetics during single-leg landings*", *Sports Biomech*, Vol 20, n°5, pag. 543-559.
20. Hertel J. (2002), "*Functional Anatomy, Pathomechanics, and Pathophysiology of Lateral Ankle Instability*", *Journal of Athletic Training*, Vol 37, n°4, pag. 364-375.
21. Yin L., Sun D., Mei Q.C., Gu Y.D., Baker J.S., Feng N. (2015), "*The Kinematics and Kinetics Analysis of the Lower Extremity in the Landing Phase of a Stop-jump Task*", *The Open Biomedical Engineering Journal*, Vol 9, pag. 103-107.
22. De Vries J.S., Krips R., Sierevelt I.N., Blankevoort L., Va Dijk C.N. (2011), "*Interventions for treating chronic ankle instability (Review)*", *Cochrane Database Syst. Rev.*, Vol 10, n°8.
23. Doherty C., Bleakley C., Delahunt E., Holden S. (2016), "*Treatment and prevention of acute and recurrent ankle sprain: an overview of systematic reviews with meta-analysis*", *Br J Sports Med.*, Vol 51, pag. 113-125.
24. Gribble P.A., Robinson R.H. (2009), "*An examination of ankle, knee, and hip torque Production in individuals with chronic Ankle instability*", *Journal of Strength and Conditioning Research*, Vol 23, n°2, pag. 395-400.
25. Chuter V.H., De Jonge X.A.K. (2012), "*Proximal and distal contributions to lower extremity injury: a review of the literature*", *Gait Posture*, Vol 36, n°1, pag. 7-15.
26. De Ridder R., Witvrouw E., Dolphens M., Roosen P., Van Ginckel A. (2016), "*Hip Strength as an Intrinsic Risk Factor for Lateral Ankle Sprains in Youth Soccer Players: A 3 Season Prospective Study*", *Am J Sports Med.*, Vol 45, n°2, pag. 410-416.
27. Feger M.A., Donovan L., Hart J.M., Hertel J. (2015), "*Lower Extremity Muscle Activation in Patients With or Without Chronic Ankle Instability During Walking*", *Journal of Athletic Training*, Vol 50, n°4, pag. 350-357.
28. Gribble P.A., Robinson R. (2009), "*Differences in spatiotemporal landing variables during a dynamic stability task in subjects with CAI*", *Scand J Med Sci Sports*, Vol 20, pag. 63-71.
29. Delahunt E., Monaghan K., Caulfield B. (2006), "*Altered Neuromuscular Control and Ankle Joint Kinematics During Walking in Subjects With Functional Instability of the*

- Ankle Joint*”, The American Journal of Sports Medicine, Vol 34, n°12, pag. 1970-1976.
30. Lee S.P., Powers C. (2013), “*Fatigue of the hip abductors results in increased medial–lateral center of pressure excursion and altered peroneus longus activation during a unipedal landing task*”, Clin. Biomech., Vol 28, n°5, pag. 524-529.
  31. Gribble P.A., Robinson R.H. (2009), “*Alterations in Knee Kinematics and Dynamic Stability Associated With Chronic Ankle Instability*”, Journal of Athletic Training, Vol 44, n°4, pag. 350-355.
  32. Moisan G., Mainville C., Descarreaux M., Cantin V. (2020), “*Unilateral jump landing neuromechanics of individuals with chronic ankle instability*”, J Sci Med Sport., Vol 23, n°5, pag. 430-436.
  33. Lin J.Z., Lin Y.A., Lee H.J. (2019), “*Are Landing Biomechanics Altered in Elite Athletes with Chronic Ankle Instability*”, Journal of Sports Science and Medicine, Vol 18, pag. 653-662.
  34. Robertson D.G.E. (2014), “*Research Methods in Biomechanics*”, Human Kinetics, Champaign.
  35. Vidmar M.F., Baroni B.M., Michelin A.F., Mezzomo M., Lugokenski R., Pimentel G.L., Silva M.F. (2020), “*Isokinetic eccentric training is more effective than constant load eccentric training for quadriceps rehabilitation following anterior cruciate ligament reconstruction: a randomized controlled trial*”, Braz. J Phys Ther, Vol 24, n°5, pag. 424-432.
  36. De Brito Silva P., Oliveira A.S.C., Mrachacz-Kersting N., Kersting U.G. (2017), “*Effects of wobble board training on single-leg landing neuromechanics*”, Scando J Med Sci Sports, Vol 28, n°3, pag. 972-982
  37. Farina F. (2008), “*Anatomia dell’apparato locomotore*”, EdiSES, Napoli.
  38. Myers T.W. (2009), “*Anatomy Trains, Myofascial Meridians for Manual and Movement Therapists*”, Churchill Livingstone, Edinburgh.
  39. Kim H., Son S.J., Seeley M.K., Hopkins J.T. (2018), “*Kinetic Compensations due to Chronic Ankle Instability during Landing and Jumping*”, Med. Sci. Sports Exerc, Vol 50, n°2, pag. 308-317.
  40. Lepley A.S., Kuenze C.M., (2018), “*Hip and Knee Kinematics and Kinetics During Landing Tasks After Anterior Cruciate Ligament Reconstruction: A Systematic Review and Meta-Analysis*”, Journal of Athletic Training, Vol 53, n°2, pag. 144-159.
  41. Lima Y.L., Ferreira V.M., Lima P.O., Bezerra M.A., De Oliveira R.R., Almeida G.P.L., (2018), “*The association of ankle dorsiflexion range of motion and dynamic knee valgus: A systematic review and meta-analysis*”, Phys Ther Sport, Vol 29, pag. 61-69.
  42. Ramsey C.A., Lamb P., Kaur M., Baxter G.D., Ribeiro D. (2019), “*How are running shoes assessed? A systematic review of characteristics and measurement tools used to describe running footwear*”, Journal of Sports Science, Vol 37, n°14, pag. 1617-1629
  43. Labanca L., Mosca M., Ghislieri M., Agostini V., Knaflitz M., Benedetti M.G. (2021), “*Muscle activations during functional tasks in individuals with chronic ankle instability: a systematic review of electromyographic studies*”, Gait Posture, Vol 90, pag. 340-373.
  44. Downs S.H., Black N. (1998), “*The feasibility of creating a checklist for the assessment of the methodological quality both of randomized and non-randomised*

- studies of health care interventions*”, *Epidemiol Community Health*, Vol 52, pag. 377-384.
45. Kim H., Son S.J., Seeley M.K., Hopkins J.T. (2019), “*Altered Movement Biomechanics in Chronic Ankle Instability, Coper, and Control Groups: Energy Absorption and Distribution Implications*”, *Journal of Athletic Training*, Vol 54, n°6, pag. 708-717.
  46. Herb C.C., Blemker S., Saliba S., Hart J., Hertel J. (2020), “*Chronic ankle instability patients exhibit higher variability in lower extremity joint-coupling variability during drop vertical jumps*”, *J Biomech*, Vol 23, pag. 99-104.
  47. Han S., Minsub O., Lee H., Hopkins J.T. (2023), “*Lower Extremity Energy Dissipation and Generation During Jump Landing and Cutting among Groups with Chronic Ankle Instability, Copers, and Controls*”, *J Athl Train*, Vol 14
  48. Negahban H., Moradi-Bousari A., Naghibi S., Sarrafzadeh J., Yazdi M.J, Goharpey S., Etemadi M., Mazaheri M., Feizi A. (2013), “*The Eccentric Torque Production Capacity of the Ankle, Knee, and Hip Muscle Groups in Patients with Unilateral Chronic Ankle Instability*”, *Asian Journal of Sports Medicine*, Vol 4, n°2, pag. 144-152.
  49. McCann R.S., Bolding B.A., Terada M., Kosik K.B., Crossett I.D., Gribble P.A. (2018), “*Isometric Hip Strength and Dynamic Stability of Individuals With Chronic Ankle Instability*”, *Journal of Athletic Training*, Vol. 53, n°7, pag. 672-678.
  50. McCann R.S., Terada M., Kosik K.B., Gribble P.A. (2019), “*Landing Kinematics and Isometric Hip Strength of Individuals With Chronic Ankle Instability*”, *Foot Ankle Int.*, Vol 40, n°8, pag. 969-977.
  51. Kosik K.B., Johnson N.F., Terada M., Thomas A.C., Mattacola C.G., Gribble P.A. (2020), “*Decreased ankle and hip isometric peak torque in young and middle-aged adults with chronic ankle instability*”, *Phys Ther Sport.*, Vol 43, pag. 127-133.
  52. Lee H., Son S.J., Kim H., Han S., Seeley M., Hopkins J.T. (2021), “*Submaximal Force Steadiness and Accuracy in Patients With Chronic Ankle Instability*”, *Journal of Athletic Training*, Vol 56, n°5, pag.454-460.
  53. Khalaj N., Vicenzino B., Smith M.D. (2021), “*Hip and knee muscle torque and its relationship with dynamic balance in chronic ankle instability, copers and control*”, *J Sci Med Sport.*, Vol 24, n°7, pag. 647-652.
  54. Văczi M., Ambrus M. (2014), “*Chronic ankle instability impairs quadriceps femoris contractility and it is associated with reduced stretch-shortening cycle function*”, *Isokinetics and Exercise Science*, Vol 22, pag. 99-106.
  55. De Ridder R., Willems T., Vanrenterghem J., Robinson M.A., Roosen P. (2015), “*Lower Limb Landing Biomechanics in Subjects with Chronic Ankle Instability*”, *Med. Sci. Sports Exerc.*, Vol 47, n°6, pag. 1225-1231.
  56. Son S.J., Kim H., Seeley M.K., Hopkins J.T. (2017), “*Movement Strategies among Groups of Chronic Ankle Instability, Coper, and Control*”, *Med Sci Sports Exerc.*, Vol 49, n°8. pag. 1649-1661.
  57. Kim H., Son S.J., Seeley M.K., Hopkins J.T. (2019), “*Altered Movement Strategies during Jump Landing/Cutting in Patients with Chronic Ankle Instability*”, *Scand J. Med. Sci. Sports*, Vol 29, n°8, pag. 1130-1140.

58. Jeon K., Kim K., Kang N. (2020), "*Leg stiffness control during drop landing movement in individuals with mechanical and functional ankle disabilities*", Sports Biomech., Vol 21, n°9, pag. 1093-1106.
59. Han S., Son S.J., Kim H., Lee H., Seeley M., Hopkins T.Y. (2021), "*Prelanding movement strategies among chronic ankle instability, coper, and control subjects*", Sports Biomech, Vol 21, n°4, pag. 391-407.
60. Mendes P.G., Pereira A.A., Aubreo P.H.A., Campos M.R., Lins C., Felicio L.R. (2021), "*Electromyographic activity during single leg jump in adolescent athletes with chronic ankle instability: A pilot study*", J Bodyw Mov Ther, Vol 28, pag. 238-245.
61. Simpson J.D., Koldenhoven R.M., Wilson S.J., Stewart E.M., Turner A.J., Chander H., Knight A.C. (2021), "*Lower extremity joint kinematics of a simulated lateral ankle sprain after drop landings in participants with chronic ankle instability*", Sports Biomech, Vol 21, n°4, pag. 428-446.
62. Watabe T., Takabayashi T., Tokunaga Y., Yoshida T., Kubo M. (2021), "*Copers adopt an altered movement pattern compared to individuals with chronic ankle instability and control groups in unexpected single-leg landing and cutting task*", J Electromyogr. Kinesiol., Vol 57.
63. Kawahara D., Koshino Y., Watanabe K., Akimoto M., Ishida T., Kasahara S., Samukawa M., Tohyama H. (2022), "*Lower limb kinematics during single leg landing in three directions in individuals with chronic ankle instability*", Physical Therapy in Sport, Vol 57, pag. 71-77.
64. Larwa J., Stoy C., Chafetz R.S., Boniello M., Franklin C. (2021), "*Stiff Landings, Core Stability, and Dynamic Knee Valgus: A Systematic Review on Documented Anterior Cruciate Ligament Ruptures in Male and Female Athletes*", Int. J. Environ. Res. Public. Health, Vol 18, n°7.
65. Parkinson A.O., Apps C.L., Morris J.G., Barnett C.T., Lewis M.G.C. (2021), "*The Calculation, Thresholds and Reporting of Inter-Limb Strength Asymmetry: A Systematic Review*", J. Sports Science and Medicine, Vol 20, pag. 594-617.